

Diplomarbeit

**Pilotstudie zur Wertigkeit der nativen MR-Angiografie
im Vergleich zur MR-Kontrastmittelangiografie zur
Gefäßbeurteilung bei Patienten mit Fallot'scher
Tetralogie**

eingereicht von

Andreas Rainer

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der gesamten Heilkunde

(Dr. med. univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Radiologie

unter der Anleitung von

Univ.-Ass. Dr. Peter Kalmar

und

Univ.-Prof. Dr. Erich Sorantin

Graz, 15.08.2015

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 15.8.2015

Andreas Rainer e.h.

Danksagungen

Ich möchte mich an dieser Stelle die Gelegenheit nützen und mich bei allen, die mich beim Schreiben der Diplomarbeit und auch im Laufe des Studiums unterstützt haben.

Im speziellen möchte ich mich bei meinen Betreuern Prof. Dr. Erich Sorantin und Dr. Peter Kalmar bedanken, welche für offene Fragen und Hilfestellungen stets erreichbar waren und mich so durch diese Arbeit geleitet haben.

Weiters möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die es mir finanziell ermöglichten das Studium anzutreten und mir in allen Situationen immer zur Seite standen.

Zusammenfassung

Einleitung

Als Fallot'sche Tetralogie bezeichnet man die Kombination aus einem großen Ventrikelseptumdefekt, einer meist infundibulären Pulmonalstenose, einer sekundären rechtsventrikulären Hypertrophie und einer das Ventrikelseptum überreitenden Aorta. Bei 10% aller angeboren Herzfehler handelt es sich um eine Fallot'sche Fehlbildung.

Material und Methoden

Mit Hilfe nachfolgender retrospektiver Studie soll anhand bereits vorhandener nativ- und Kontrastmittel- MRT Aufnahmen bei 15 PatientenInnen mit Fallot'scher Tetralogie die Aortenquerschnittsfläche an 6 definierten Stellen im Aortenbogen untersucht bzw. vermessen werden. Die Messpunkte liegen hierbei jeweils vor und nach dem Abgang von Gefäßen. Des Weiteren wird die Querschnittsfläche der Pulmonalarterien, welche relativ zur Aorta kürzer sind und keine Gefäßabgänge vorweisen, an 3 Stellen untersucht bzw. vermessen. Mithilfe der Querschnittsdifferenz zwischen nativ und Kontrastmittel MRT kann eine Aussage über die Wertigkeit der nativ MRT Aufnahmen zur Diagnosestellung gemacht werden.

Hypothese

Es gibt einen Zusammenhang zwischen den im MRT-nativ und MR-Angio gemessenen Gefäßquerschnitten und Durchmessern.

Ergebnisse

Es konnten 87,4% der gesamten Messpunkte für den Vergleich verwendet werden, die restlichen 12,6% konnten aufgrund von Artefakten nicht zuverlässig vermessen und somit nicht verglichen werden. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson mit $\alpha=0,01$ lässt auf einen signifikanten linearen Zusammenhang der Wertepaare (nativ, kontrastmittelverstärkt) schließen.

Diskussion

Es ließ sich für jeden Messpunkt, welcher eine verwertbare Bildqualität aufwies, ein linearer Zusammenhang nachweisen, jedoch wäre eine größere Teilnehmerzahl wünschenswert gewesen.

Abstract

Introduction

Tetralogy of Fallot (TOF) combines a ventricular septal defect, a pulmonary infundibular stenosis, a right ventricular hypertrophy and overriding aorta. It contributes to 10 percent of all congenital cardiac defects.

Materials and Methods

In this retrospective study native MRI and contrast-enhanced MR-angiography (MRA) examinations of 15 patients with Tetralogy of Fallot were evaluated. Aortic diameters were measured at 6 defined points. These points are located before and after the origin of the supraaortic vessels. The cross section area was measured on 3 points of the pulmonary arteries. The difference between native MRI and MRA measurements was evaluated

Hypothesis

Diameters and cross section areas of vessels measured in native MRI correlate with the measurements of MRA examinations.

Results

87.4 percent of all the measuring points could be used for the comparison. 12.6 percent had to be discarded because of low image quality. Pearson correlation coefficient demonstrated significant linear coherence.

Conclusion

Significant linear correlation between the methods was demonstrated. A higher patient number would be desirable.

Inhaltsverzeichnis

DANKSAGUNGEN.....	II
ZUSAMMENFASSUNG.....	III
ABSTRACT.....	IV
INHALTSVERZEICHNIS.....	V
GLOSSAR UND ABKÜRZUNGEN.....	VII
ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	VIII
TABELLENVERZEICHNIS.....	IX
1 EINLEITUNG.....	1
2 GRUNDLAGEN.....	2
2.1 MRT – ALLGEMEIN.....	2
2.1.1 <i>Physikalische Grundlagen</i>	2
2.1.2 <i>Gerätetechnik</i>	3
2.1.3 <i>Bilderzeugung</i>	4
2.1.4 <i>Bildkontrast</i>	4
2.1.5 <i>Sequenztypen</i>	5
2.1.6 <i>Artefakte</i>	8
2.1.7 <i>Indikationen</i>	8
2.1.8 <i>Kontraindikationen</i>	9
2.1.9 <i>Gefäßdarstellung in der MRT</i>	9
2.1.10 <i>Besonderheiten der MRT Herzbildgebung bei Fallot'scher Tetralogie</i>	11
2.2 ANATOMIE DES MEDIASTINALEN GEFÄßSYSTEMS.....	12
2.2.1 <i>Herz</i>	13
2.2.2 <i>Arterien im Mediastinum</i>	15
2.2.3 <i>Venen im Mediastinum</i>	16
2.3 PATHOLOGIEN DES MEDIASTINALEN GEFÄßSYSTEMS.....	18
2.3.1 <i>Fallot'sche Tetralogie</i>	18
2.3.2 <i>Aortenisthmusstenose</i>	23
3 MATERIAL UND METHODEN.....	25
3.1 STUDIENZIEL.....	25
3.2 STUDIENABLAUF.....	25
3.3 STUDIENTEILNEHMER.....	25
3.3.1 <i>Einschlusskriterien</i>	25
3.3.2 <i>Ausschlusskriterien</i>	25
3.3.3 <i>PatientInnen</i>	25
3.4 UNTERSUCHUNGSMETHODEN.....	26
3.4.1 <i>Nativ MRT</i>	26
3.4.2 <i>Contrast enhanced Angiografie</i>	26
3.5 DATENAUSWERTUNG.....	26
3.5.1 <i>Auswertung in OsirX</i>	27
3.6 STATISTISCHE AUSWERTUNG.....	33
4 ERGEBNISSE – RESULTATE.....	34
4.1 PATIENTENDATEN.....	34
4.2 MR-ERGEBNISSE.....	34
4.3 STATISTISCHE ERGEBNISSE - DARSTELLUNG IN SPSS.....	39
4.3.1 <i>Korrelationen</i>	39
5 DISKUSSION.....	43
5.1 STUDIENERGEBNISSE.....	43

5.1.1	<i>Aortendurchmesser</i>	43
5.1.2	<i>Pulmonalarteriendurchmesser</i>	45
5.2	LIMITATION DER STUDIE.....	45
5.3	GESCHLECHTSSPEZIFIKATION.....	45
5.4	ALTERSSPEZIFIKATION	46
5.5	SCHLUSSFOLGERUNG.....	46
6	LITERATURVERZEICHNIS	47
	ANHANG -PROJEKTPLAN	49

Glossar und Abkürzungen

Ao	Aorta
Bo	Stärke des äußeren Magnetfeldes
CT	Computertomographie
EPI	Echo Planar Imageing
FLAR Sequenz	Fluid Intend Inversion Recovery
GRE	Gradientencho
HF	Hochfrequenz
HF- Impuls	Hochfrequenz Impuls
IR Sequenz	Inversion Recovery Sequenz
KM	Kontrastmittel
LA	linkes Atrium
LPA	linke Pulmonalarterie
LV	linker Ventrikel
LVOT	eng.: left ventricular outflow tract
MRT	Magnetresonanztomographie
MW	Mittelwert
NSF	nephrogene systemische Fibrose
NZ	Nettomagnetisierung
PA	Pulmonalarterie
PAE	Pulmonalarterienembolie
PC MRA	Phasenkontrast Magnetresonanzangiographie
PS	Pulmonalstenose
RA	rechtes Atrium
RPA	rechte Pulmonalarterie
RR	Blutdruck
RV	rechter Ventrikel
RVOT	eng.: right ventricular outflow tract
RVOTO	eng.: rightventricularoutflowtractobstruction
SA	eng.: short-axis
SD	Standardabweichung
SE Sequenz	Spin Echo Sequenz
SV	Schlagvolumen
TE	Echozeit
TOF	eng.: time of flight
TOF	eng.: tetralogy of fallot
TR	Repetitionszeit
TrueFISP	Fast Imaging with Steady State Precession
VSD	Ventrikelseptumdefekt

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: physikalische Grundlagen MRT (2)	2
Abbildung 2: Aufbau MRT (3).....	3
Abbildung 3: SE Sequenz.....	6
Abbildung 4: Inversion-Recovery-Sequenz mit T1 Relaxation	7
Abbildung 5: Gradientenecho- Sequenz.....	8
Abbildung 6: Vergleich nativ MRT und Kontrastmittel-MRT, selber Patient.....	10
Abbildung 7: Schematische Darstellung der Einteilung der Brusthöhle und des Mediastinums	12
Abbildung 8: Lage von Herz und großen Gefäßen in der Brusthöhle (8).....	13
Abbildung 9: Form und Abschnitte des Herzens (8).....	14
Abbildung 10: Abschnitte und Lage der Aorta in der Brusthöhle (8).....	15
Abbildung 11: Topografie Aa. pulmonales und Tr. pulmonalis (7).....	16
Abbildung 12: Venenstämme im Mediastinum (8).....	16
Abbildung 13: Fallot Tetralogie (11)	18
Abbildung 14: Fallot'sche Tetralogie – Echo (9)	20
Abbildung 15: Holzschuh-Herz (14).....	21
Abbildung 16: Präduktale Aortenisthmusstenose (16).....	23
Abbildung 17: Postduktale Aortenisthmusstenose (16)	23
Abbildung 18: OsiriX Benutzeroberfläche.....	27
Abbildung 19: Curved MPR.....	27
Abbildung 20: Curved MPR Beispiel 1a.....	28
Abbildung 21: Curved MPR Beispiel 1b.....	28
Abbildung 22: Curved MPR Beispiel 1c.....	29
Abbildung 23: Messpunkte Aorta	29
Abbildung 24: cMPR, proximal Tr. brachiocephalicus.....	30
Abbildung 25: Vermessen, proximal Tr. brachiocephalicus a	30
Abbildung 26: Vermessen, proximal Tr. brachiocephalicus b	31
Abbildung 27: Vermessen, Tr. pulmonalis.....	32

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Mediastinum (7)	13
Tabelle 2: Messwerte Patient 1	34
Tabelle 3: Messwerte Patient 2	34
Tabelle 4: Messwerte Patient 3	35
Tabelle 5: Messwerte Patient 4	35
Tabelle 6: Messwerte Patient 5	35
Tabelle 7: Messwerte Patient 6	36
Tabelle 8: Messwerte Patient 7	36
Tabelle 9: Messwerte Patient 8	36
Tabelle 10: Messwerte Patient 9	37
Tabelle 11: Messwerte Patient 10	37
Tabelle 12: Messwerte Patient 11	37
Tabelle 13: Messwerte Patient 12	38
Tabelle 14: Messwerte Patient 13	38
Tabelle 15: Messwerte Patient 14	38
Tabelle 16: Messwerte Patient 15	39
Tabelle 17: Korrelation Messpunkt 1	39
Tabelle 18: Korrelation Messpunkt 2	40
Tabelle 19: Korrelation Messpunkt 3	40
Tabelle 20: Korrelation Messpunkt 4	40
Tabelle 21: Korrelation Messpunkt 5	41
Tabelle 22: Korrelation Messpunkt 6	41
Tabelle 23: Korrelation Messpunkt 7	41
Tabelle 24: Korrelation Messpunkt 8	42
Tabelle 25: Korrelation Messpunkt 9	42
Tabelle 26: Messwerte MW/SD	43
Tabelle 27: Durchschnittliche Vergrößerung der Aorta in cm pro Jahr (18)	44
Tabelle 28: Messwerte Männer	46
Tabelle 29: Messwerte Frauen	46

1 Einleitung

Weist ein Neugeborenes eine Zyanose auf, so kann in 10% der Fälle durch eingehende Untersuchungen eine Fallot'sche Tetralogie diagnostiziert werden (1). Bereits in den 1950er Jahren konnte diese Form des Herzfehlers erfolgreich diagnostiziert und operativ behandelt werden. Heutzutage zählt die Korrektur dieser Anomalie bereits zu den Routineeingriffen und bei rechtzeitiger Intervention kann eine normale Lebenserwartung erreicht werden.

Einleitend werden sowohl die technischen als auch medizinischen Grundlagen erläutert. Im Rahmen des technischen Teils wird im speziellen auf die Untersuchungsmodalität MRT eingegangen und dessen Funktion beschrieben. In weiterer Folge wird auf die für das Verständnis der Arbeit benötigten anatomischen sowie pathologischen Aspekte eingegangen. Der Vollständigkeit halber wird auch das diagnostische Vorgehen bei Verdacht auf Fallot'sche Tetralogie vorgestellt.

Darauf folgt der empirische Teil der Arbeit mit der Datenauswertung, welche zur Klärung der Hypothese beitragen soll. Abschließend werden die Ergebnisse zusammengefasst und diskutiert.

2 Grundlagen

2.1 MRT – Allgemein

Die Magnetresonanztomografie (Kernspintomografie, MRT) ist ein Verfahren zur Erzeugung von Schnittbildern in einer frei wählbaren Raumebene ohne Verwendung von Röntgenstrahlung (2).

2.1.1 Physikalische Grundlagen

Die Voraussetzung für die MRT-Bildgebung bilden die Eigenschaften von Atomkernen mit ungerader Nukleonenzahl. Da Wasser das am häufigsten vorkommende Atom im menschlichen Körper ist, eignet sich das Wasserstoffatom am besten zur Messung und Erklärung der Bildentstehung. Protonen besitzen die Eigenschaft des Kernspins, sie drehen sich um sich selber, wobei sie die Rotationsachse unverändert halten wollen (Abbildung 1a). Bei Wasserstoffprotonen handelt es sich somit um eine rotierende elektrische Ladung die sich wie kleine Magnete verhalten. Im Körper liegen diese Magnetfelder ungeordnet vor und kompensieren sich (Abbildung 1b).

Mit Hilfe von elektromagnetischen Wellen und Magnetfeldern lassen sie sich in ihrer Ausrichtung beeinflussen. Unter Einwirkung eines starken äußeren Magnetfeldes richten sich die kleinen Magnete parallel oder antiparallel aus. Die meisten Protonen streben die energetisch günstigere parallele Ausrichtung an, sodass eine messbare Nettomagnetisierung, M_z , entsteht (Abbildung 1c)(2,3).

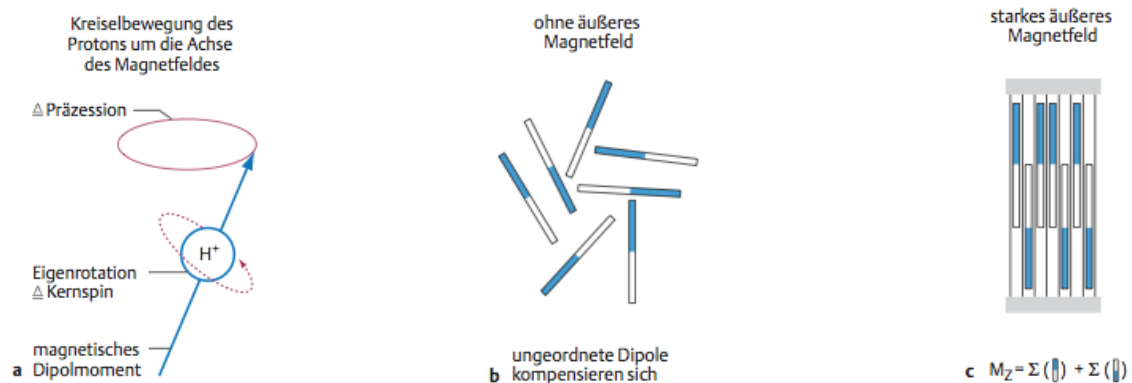


Abbildung 1: physikalische Grundlagen MRT (2)

Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl bewegen sich wie ein torkelnder Kreisel um die Längsachse des Magnetfeldes. Diese Bewegung heißt Präzession.

Das starke äußere Magnetfeld zwingt den Protonen auch die Geschwindigkeit bzw. Frequenz auf, mit der ihre Ladung rotiert. Diese Präzessions- oder Larmorfrequenz hängt von einer stoffspezifischen Konstante (γ) und der Stärke des äußeren Magnetfeldes (B_0) ab und beträgt für die Wasserstoffprotonen 42 MHz pro Tesla (2, p80).

Die Ausrichtung und die identische Präzessionsfrequenz aller Protonen in einem starken Magnetfeld ermöglichen das Phänomen der Resonanz: Ähnlich wie eine Stimmgabel eine Gitarrensaite gleicher Frequenz zum Klingen bringt, ist bei Einhaltung der Larmorfrequenz (Resonanzbedingung) eine Energieübertragung auf die Protonen (Anregung) möglich. Dies

geschieht in Form eines Hochfrequenz(HF)-Impulses mit der Larmorfrequenz. Nach Abschalten des Impulses geben die Protonen die aufgenommene Energie in Form eines magnetischen Impulses wieder ab. Dieser wird gemessen und für die Bildgebung genutzt (2, p80).

2.1.2 Gerätetechnik

Die bedeutendsten Komponenten eines Magnetresonanztomographen sind neben dem Magnet die Gradienten- und Hochfrequenzspulen, sowie das Rechnersystem (Abbildung 2) (2).

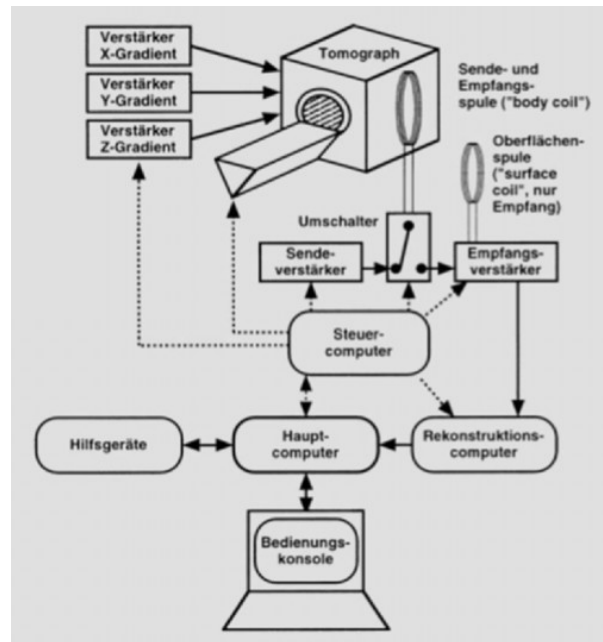


Abbildung 2: Aufbau MRT (3)

Zur Erzeugung eines für die Bildgebung ausreichend großen und homogenen Magnetfeldes ist der Einsatz supraleitender Magnete notwendig, dessen Magnetspulen aus Materialien hergestellt sind, welche bei Temperaturen nahe dem absoluten Nullpunkt, ihren elektrischen Widerstand verlieren.

Dadurch nehmen nach einer einmaligen Energiezufuhr („Hochfahren des Gerätes“) Stromfluss und magnetische Feldstärke nicht ab. Lediglich die Temperatur des Magneten muss nahe am Nullpunkt gehalten werden, was durch ein Kühlsystem mit flüssigem Helium realisiert wird (2, p80-81).

Für die Ortskodierung des Signals werden die Gradientenspulen benötigt. Je nach Gerätetyp weist das äußere Magnetfeld zur Anwendung im medizinischen Bereich eine Magnetfeldstärke von 1, 5 oder 3 Tesla auf. Zur Ortskodierung wird dieses während der einzelnen Untersuchungssequenzen durch zusätzliche, von den Gradientenspulen induzierte Magnetfelder überlagert. Diese weisen eine geringere Feldstärke im Bereich von 1-15 mT sowie Schaltzeiten im Millisekundenbereich auf.

Um Signale senden und empfangen zu können werden mobile Hochfrequenzspulen dicht an die Körperoberfläche gebracht. Diese liegen in unterschiedlichen, den einzelnen Körperregionen angepassten Formen vor. Die Spulen nehmen das von den Protonen emittierte Signal auf um es an das Rechnersystem zur Bildrekonstruktion weiterzuleiten (2,3).

2.1.3 Bilderzeugung

Die Protonen werden zunächst durch einen definierten Hochfrequenzimpuls angeregt - die sogenannte Längsmagnetisierung wird dadurch um einen bestimmten Winkel in die xy-Ebene ausgelenkt. Anhand dieses Vorgangs wird eine Quermagnetisierung M_{xy} messbar. Im selben Zug wird die Präzessionsbewegung synchronisiert, die Protonen kreisen also nicht nur gleich schnell um ihre eigene Achse sondern befinden sich auch in derselben Phasenlage.

Nach der Anregung kommt es zur Relaxation, das heißt, die Protonen streben wieder den Grundzustand an die Rückkehr zur Längsmagnetisierung (Längsrelaxation) unter Energieabgabe an die Umgebung und eine Dephasierung der Präzessionsbewegung (Querrelaxation) ohne Abgabe von Energie (2).

Die Relaxationsvorgänge werden mathematisch durch gewebespezifische Zeitkonstanten beschrieben. Die Zeitkonstante der Längsrelaxation heißt T_1 oder Spin-Gitter-Relaxationszeit und beträgt 300–2000 ms, die Zeitkonstante der Querrelaxation heißt T_2 oder Spin-Spin-Relaxationszeit und beträgt 30–150 ms (2, p81).

Da der von den Protonen bei der Längsrelaxation ausgehende magnetische Impuls sehr klein ist, werden die Protonen mehrmals angeregt und die gemessenen Signale elektronisch gemittelt (Averaging), so dass Rauschen eliminiert wird und die magnetischen Impulse messbar werden. Eine Folge mehrerer HF-Impulse bezeichnet man als (Puls-)Sequenz. Die Zeit zwischen 2 Anregungen heißt Repetitionszeit (TR), die Zeit zwischen Anregung und Signalaufnahme ist die Echozeit (TE). Zur Ortskodierung magnetischer Impulse überlagert man das Magnetfeld durch zusätzliche Magnetfelder, die Gradientenfelder. Ein HF-Impuls einer bestimmten Larmorfrequenz regt dann nur Protonen einer schmalen Schicht an. Die Frequenz entspricht dann einem Ort im Gradientenfeld (2, p81).

2.1.4 Bildkontrast

Protonendichte, T_1 und T_2 sind spezifische Merkmale, anhand derer sich verschiedene Gewebe teilweise sehr stark unterscheiden. Je nachdem, welcher Parameter in einer MR Messsequenz betont wird, entstehen Bilder mit unterschiedlichem Gewebe-zu-Gewebe-Kontrast. Darin liegt das Geheimnis des großen diagnostischen Potenzials des MRI: Bereits ohne Kontrastmittel ist es möglich, Gewebe aufgrund ganz spezifischer Merkmale voneinander abzugrenzen, die z. B. in der Röntgen-Computertomographie (CT) praktisch nicht unterscheidbar sind (3, p9).

Die Protonendichte - hierbei handelt es sich um die Anzahl anregbarer Spins pro Volumeneinheit. Durch die Protonendichte steht somit für das Maximum an Signal das von einem Gewebe ausgehen kann. Die Protonendichte kann hervorgehoben werden indem der Einfluss von T_1 und T_2 so gering wie möglich gehalten wird. Um ein protonendichtegewichtetes Bild zu erhalten ist eine lange Repetitionszeit für einen geringen T_1 Einfluss sowie eine kurze Echozeit, zur Geringhaltung des T_2 Einflusses, notwendig. (z.B. $TR/TE = 2000/20$ ms)

Die T_1 -Zeit eines Gewebeverbandes bestimmt wie rasch sich die Spins von einer Anregung erholen und erneut angeregt werden können. Um ein T_1 gewichtetes Bild zu erhalten sind kurze Repetitionszeiten als auch kurze Echozeiten notwendig. Eine typische Kombination aus TR/TE wäre 500/20 ms.

Die T2 Zeit beeinflusst wie schnell sich das Signal nach einer Anregung abbaut. Um ein T2 gewichtetes Bild zu erhalten sind lange TR Zeiten sowie lange Echozeiten notwendig, durch diese Kombination wird der T1 Einfluss gering gehalten. Ein Beispiel für ein typisch T2 dominiertes Bild wäre TR/TE = 2000/80 ms (3).

2.1.5 Sequenztypen

In der Magnetresonanztomografie werden drei Basis- Pulssequenzen unterschieden:

- Spinecho-Sequenzen
- Inversion-Recovery-Sequenzen
- Gradientenecho-Sequenzen

2.1.5.1 Spinecho-Sequenzen

Bei der Spinecho-Sequenz erfolgt die Anregung mit einem schichtselektiven 90° Hochfrequenzimpuls, die Quermagnetisierung zerfällt mit T2. "Aufgrund statischer, d. h. immer gleich starker Feldinhomogenitäten laufen einige Spins schneller als andere und es kommt zur Dephasierung. Nachdem die Hälfte der gewünschten Echozeit verstrichen ist, wird ein 180°-Impuls gesendet. Er kehrt die Reihenfolge der Spins um: Diejenigen, die vorher zuvorderst waren, sind nachher zuhinterst, und umgekehrt. Da erstere aber wiederum schneller laufen als die anderen (die Feldinhomogenitäten, die den Unterschied verursacht haben, sind ja immer noch da), holen sie wieder auf, und nachdem die zweite Hälfte der Echozeit TE verstrichen ist, treffen sich alle wieder in Phase: Es kommt zum Echo“ (Abbildung 3: SE Sequenz) (3, p42).

Zum Einsatz kommt diese Grundsequenz vor allem in der Neuroradiologie. Sie liefert die besten Gewebekontraste und ist wenig störanfällig für Magnetfeldinhomogenitäten. Ihr Nachteil liegt in der langen Untersuchungszeit - diese beträgt bis zu 10 Minuten pro Messung, die lange Untersuchungsdauer macht sie somit auch anfälliger für Bewegungen des Patienten woraus dann Bewegungsartefakte resultieren können. Um kürzere Messzeiten sind Sequenzen wie die Turbospinechosequenz entstanden bei denen nach einer Anregung mehrere Echos ausgelesen werden (2).

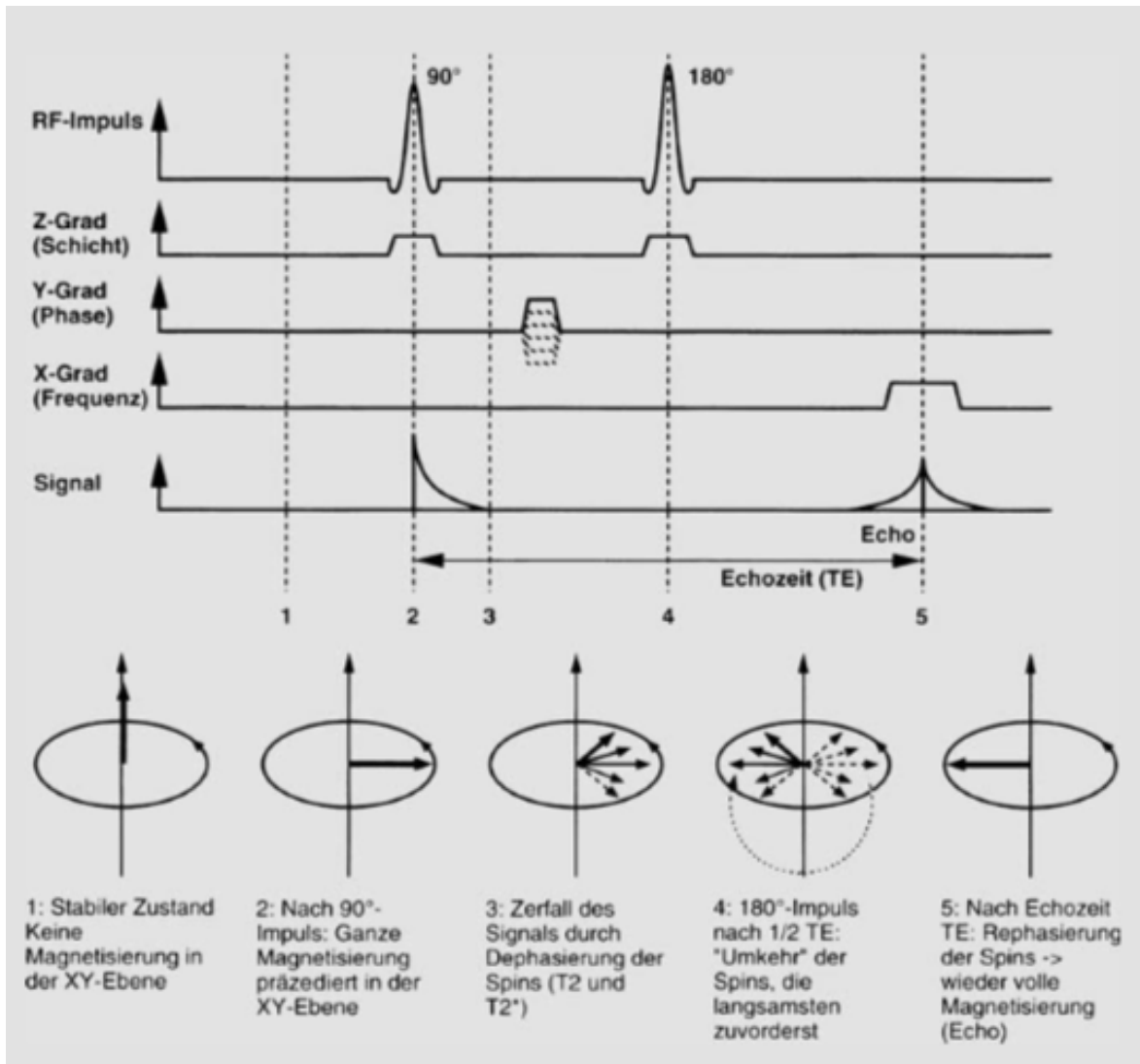


Abbildung 3: SE Sequenz

Der Pulswinkel beträgt immer 90°, das Echo wird mit einem 180°-Impuls erzeugt. Die verschiedenen Stufen des Phasengradienten sind gestrichelt angedeutet (3).

2.1.5.2 Inversion-Recovery-Sequenzen

Primär werden IR-Sequenzen verwendet um T1 gewichtete oder fettsupprimierte Bilder zu erhalten. Es ist jedoch auch möglich eine T2 Gewichtung zu erreichen.

Die IR-Sequenz basiert auf der Spinecho-Sequenz der ein 180° Impuls vorausgeht. Die Längsmagnetisierung kippt dadurch um 180°, nach einer bestimmten Zeit (Inversionszeit) wird der 90°Anregungsimpuls geschickt. Die Inversionszeit ist abhängig von der Magnetfeldstärke sowie der Gewebeart. Der vorausgeschickte 180° Impuls ermöglicht somit die Signalunterdrückung von bestimmten Geweben, je nach Länge der Inversionszeit können unterschiedliche Gewebesignale unterdrückt werden. Die Inversionszeit wird so gewählt, dass der 90°Impuls zu der Zeit geschickt wird, wenn das Signal des ungewünschten Gewebes bei 0 angelangt ist, sodass dessen Spins nicht angeregt werden und nicht zur Bildentstehung beitragen. Anwendung finden allen voran die STIR- (Short TI Inversion Recovery) als auch die FLAIR-Sequenz (Fluid Attended Inversion Recovery). Erstgenannte dient zur Fettsuppression, letztere zur Unterdrückung des Liquorsignals (3,4).

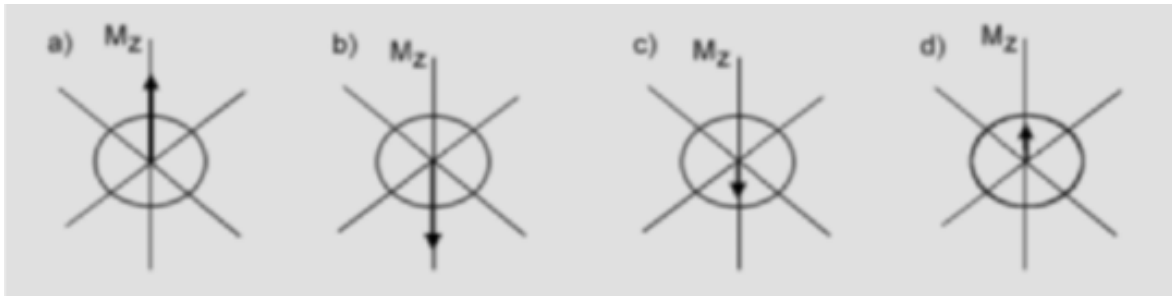


Abbildung 4: Inversion-Recovery-Sequenz mit T1 Relaxation

a: Nach dem Aussenden des 180° -Impulses ist die Längsmagnetisierung in die entgegengesetzte Richtung geklappt (b). **c, d:** Die T1-Relaxation erfolgt entlang von $-Z$ nach $+Z$. Solange keine Vektorkomponente in der Transversalebene ist, erfolgt kein Aussenden von Signal (Nulldurchgang)(3).

2.1.5.3 Gradientenecho-Sequenzen

Die Besonderheit dieser Pulssequenz liegt darin, dass kein 180° Umkehrpuls verwendet wird, sondern die Polarität der Gradienten umgeschaltet wird. Dadurch können sehr kurze Messzeiten sowie kleinere Auslenkungswinkel erreicht werden. Diese Sequenzen sind sehr schnell und wenig anfällig für Bewegungsartefakte, weshalb sie vor allem im Thorax- und Abdomenbereich eingesetzt werden. Im Gegensatz zu den Spin-Echo-Sequenzen sind sie anfälliger für Artefakte welche durch Magnetfeldinhomogenitäten ausgelöst werden. Die Inhomogenitäten werden aufgrund des nicht vorhandenen 180° Umkehrpulses nicht ausgeglichen, dadurch sind sie nicht nur anfälliger für Artefakte sondern auch der Signalzerfall ($T2^*$) ist vom Magnetfeld abhängig. Der Kontrast ist vom Auslenkungswinkel abhängig, bei einem Winkel bis 45° entstehen T2 gewichtete Bilder, bei einem Winkel ab 60° T1 gewichtete Bilder. Bei sehr schnellen GRE-Sequenzen kann es dazu kommen, dass von der vorherigen Messung noch die transversale Magnetisierung geblieben ist. Dieses Signal würde die Messung stören, weshalb dieses mit Hilfe eines speziellen zusätzlich schaltbaren Gradienten zerstört wird bevor es zur nächsten Anregung kommt (Spoiling). Manche so genannte Steady-State-Sequenzen machen sich die verbleibende transversale Magnetisierung zu Nutze. Sequenzen die diese beiden Phänomene in Kombination nutzen erzielen keinen bestimmten Bildkontrast und werden eingesetzt um die Anatomie und die Funktion der Organe darzustellen, wie beispielsweise die True FISP Sequenz zur Herzuntersuchung (4).

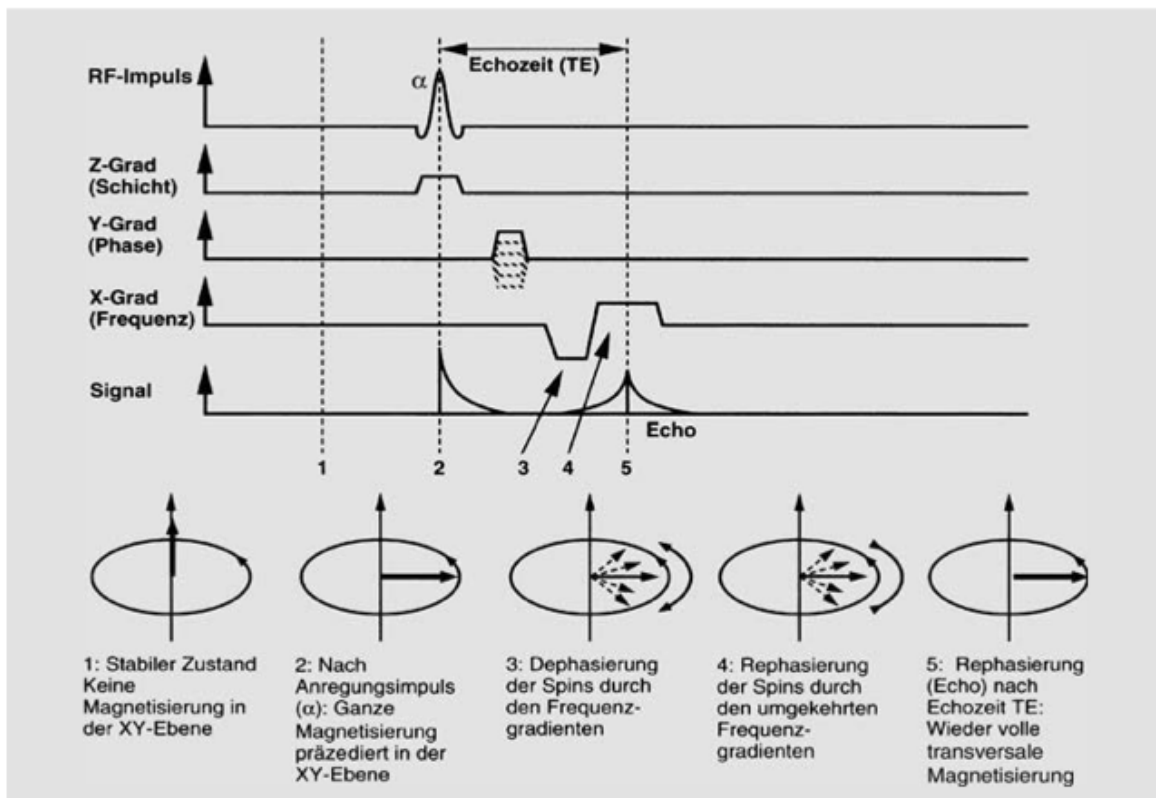


Abbildung 5: Gradientenecho- Sequenz

Der Einfachheit halber wurde ein Pulswinkel α von ebenfalls 90° angenommen (3).

2.1.6 Artefakte

Der komplizierte Prozess der Signalerzeugung und Bildberechnung kann durch eine Vielzahl von Faktoren gestört werden, was sich in Form von Artefakten im MRT Bild niederschlagen kann. Ein Teil der Artefakte lässt sich durch entsprechende Einstellung der Untersuchungsparameter verhindern, andere Artefakte muss der Untersucher kennen, um Fehlbefunde zu vermeiden.

Typische Artefakte sind:

- durch Bewegungen des Patienten bedingte Bewegungsartefakte
- Fluss- oder Pulsationsartefakte der großen Blutgefäße
- Einfaltungen bei nicht eindeutiger Ortskodierung
- Grenzflächenartefakte an fett- und wasserhaltigen Grenzstrukturen: „Chemicalshift-Artefakte
- Artefakte durch lokale Magnetfeldinhomogenitäten: „Suszeptibilitätsartefakte“ (2, p82).

2.1.7 Indikationen

Die MRT ist das Verfahren mit dem höchsten Weichteilkontrast und daher am besten geeignet zur Beurteilung des Gehirns und des Myelons. Mit Echo-Planar-Imaging (EPI)-Sequenzen lassen sich Diffusionsstörungen als früheste Veränderungen beim Schlaganfall extrem sensitiv nachweisen. Tumoren und entzündliche Veränderungen weisen durch ihren erhöhten Flüssigkeitsanteil eine hohe Signalintensität in der T2-Gewichtung auf. Auch Muskeln, Sehnen, Bandscheiben und Gelenke mit ihren Band- und Knorpelstrukturen sowie Knochenmark lassen sich mit der MRT am besten beurteilen. Weitere wichtige Untersuchungsindikationen der MRT sind das Becken und zunehmend auch die Oberbauchorgane (2, p83).

2.1.8 Kontraindikationen

Absolute Kontraindikationen für die Durchführung einer MR- Untersuchung sind Herzschrittmacher und Cochlea-Implantate. Als relative Kontraindikationen sind Herzklappen, Clips, Kava-Schirme je nach Material, sowie Granatsplitter je nach Lage und die Frühschwangerschaft zu nennen. Für klaustrophobisch veranlagte PatientInnen stellt eine MR Untersuchung eine besondere Überwindung dar (2).

Die MRT stößt an ihre Grenzen bei der Darstellung der Knochenkortikalis und von Verkalkungen, denn beide geben kein oder nur ein sehr schwaches Signal.

Der apparative Aufwand und die Kontraindikationen schränken den Einsatz der MRT in der Akutdiagnostik ein (2, p83).

2.1.9 Gefäßdarstellung in der MRT

Zur Gefäßdarstellung mittels MRT lassen sich sowohl kontrastmittelunterstützte Methoden (KM-MRA) als auch native, auf Flussphänomenen beruhende Techniken einsetzen. Letztere nutzen den Eintrag ungesättigten Bluts zur signalreichen Erfassung von Gefäßen innerhalb vorgesättigter Volumina („time of flight“-Angiographie oder tof-MRA) oder basieren auf der Phasenverschiebung der vom Blutstrom versetzten Spins im Vergleich zum umgebenden Gewebe (Phasenkontrast- Angiographie oder PC-MRA). In Anbetracht der Empfindlichkeit der MRT für Artefakte sind die nativen, flusssensitiven Methoden prinzipiell weniger robust als kontrastmittelgestützte Verfahren, für die ein 2 oder dreidimensionaler Datensatz während der Passage eines intravenös applizierten Bolus aufgenommen wird. Aus diesen Datensätzen lassen sich anschließend planare Darstellungen der untersuchten Gefäße wie nach Art einer Röntgenangiographie rekonstruieren (5, p67).

2.1.9.1 MR Kontrastmittel

In der Praxis hat sich die Verwendung von Gadoliniumkomplexen bewährt. Bei Gadolinium handelt es sich um ein Metall aus der Gruppe der seltenen Erden. Seltene Erden sind paramagnetische Metalle, was bedeutet, dass sie unter Einwirkung des Magnetfeldes magnetische Eigenschaften besitzen. Mit Hilfe des Gadolinium haltigen Kontrastmittels wird die T1 Relaxation verkürzt, Substanzen, welche sich mit Kontrastmittel anreichern besitzen eine kürzere T1 Zeit und erscheinen deshalb am Bild heller als die umliegenden Strukturen (4).

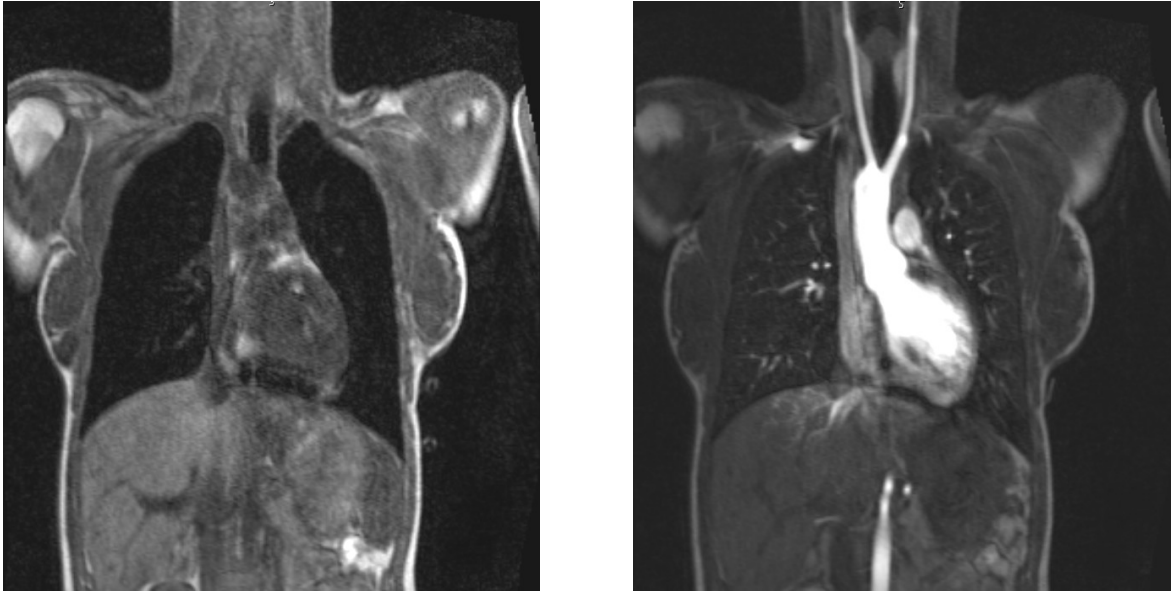


Abbildung 6: Vergleich nativ MRT und Kontrastmittel-MRT, selber Patient

2.1.9.2 Verträglichkeit von MR Kontrastmittel

MR Kontrastmitteln können wie auch die jodhaltigen Röntgenkontrastmittel unerwünschte Nebenwirkungen hervorrufen. Diese gleichen sich bis auf die Tatsache, dass Gadolinium haltige Kontrastmitteln keine Schilddrüsenwechselwirkungen hervorrufen können. Die Nebenwirkungen reichen von Wärmegefühl, Kopfschmerzen, Schwindel, Erbrechen bis hin zu Haut- und Schleimhautreaktionen. Möglich sind auch schwere Reaktionen wie der anaphylaktische Schock. Wie auch bei den Röntgenkontrastmitteln ist es wahrscheinlicher, dass PatientInnen die in ihrer Anamnese bereits Allergien aufweisen oder sich unter Asthmatherapie befinden, das MR Kontrastmittel nicht vertragen und darauf mit Nebenwirkungen reagieren. Aufgrund der niedrigeren Substanzmengen, die verabreicht werden, ist die Nebenwirkungsrate der MR Kontrastmittel deutlich geringer als bei den Jodkontrastmitteln (3).

Die Nierenverträglichkeit der Gadoliniumkomplexe erscheint verglichen mit den Röntgenkontrastmitteln besser zu sein. Bei PatientInnen mit eingeschränkter Nierenfunktion ist jedoch genauso Vorsicht geboten. Die deutlich langsamere Ausscheidung kann eine Freisetzung des Gadoliniums aus dem Molekülverband begünstigen. Durch eine erhöhte Gadoliniumbelastung des Körpers kann es zur Entstehung einer nephrogenen systemischen Fibrose (NSF) kommen (3).

2.1.10 Besonderheiten der MRT Herzbildgebung bei Fallot'scher Tetralogie

Die MRT ermöglicht es, in einem einzigen Untersuchungsgang auch komplexe Herzfehler umfassend darzustellen. Zur vollständigen Beurteilung eines kongenitalen Vitiums müssen die Lage und Größe aller Ventrikel mit ihrer Verbindung zueinander, zu den Systemvenen, zu Pulmonalarterie und Aorta dargestellt werden. Die Form und Funktion der Atrioventrikularklappen, der Pulmonal- und der Aortenklappe sowie Lage und Größe der herznahen Gefäße müssen beurteilt und eventuelle atypische Gefäße dargestellt werden. Der Volumetrie zur Beurteilung der Größe und Funktion der Ventrikel kommt auch im Verlauf und bei weiteren Therapieentscheidungen eine hohe Bedeutung zu. Diese verschiedenen Aufgabenstellungen können nur durch jeweils unterschiedliche Aufnahmetechniken beantwortet werden. Folgend eine Übersicht wie die Untersuchung an der Universitätsklinik für Radiologie am LKH Graz durchgeführt wird.

- Transversale, coronare und sagittale Planungsaufnahmen
- True Fisp coronar (fett supprimiert)
- True Fisp sagittal
- True Fisp transversal
- Haste transversal dark blood
- Cine LAO Aorta
- Native Angio
- 3D Angiografie mit Kontrastmittel
- transversale TS1 (fett supprimiert, EKG getriggert) (6)

2.2 Anatomie des mediastinalen Gefäßsystems

Dabei handelt es sich um einen ausgedehnten Raum inmitten des Thorax, der zwischen den beiden Pleurahöhlen liegt und sich von der Rückseite des Brustbeins bis hin zur Wirbelsäule ausdehnt. Das Mediastinum wird grob in das obere und untere Mediastinum unterteilt. Beim unteren Mediastinum wird genauer betrachtet noch das vordere, mittlere und hintere Mediastinum unterschieden. Ersteres befindet sich zwischen der Sternumrückfläche und dem Herzbeutel. Das mittlere Mediastinum umfasst die Tiefe des Herzbeutels und das hintere liegt zwischen der Wirbelsäule und der hinteren Grenze des Herzbeutels. Die Apertura thoracis superior stellt die Grenze des oberen Mediastinums dar. Auf Höhe der Herzbasis befindet sich der Übergang zum unteren Mediastinumanteil (7).

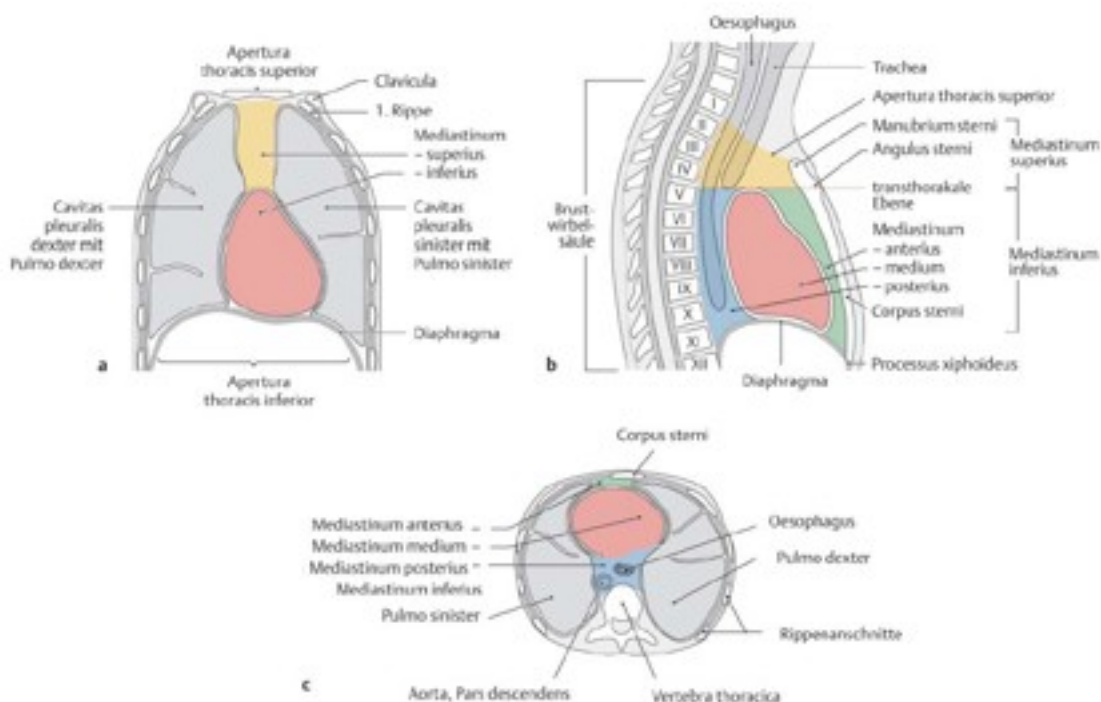


Abbildung 7: Schematische Darstellung der Einteilung der Brusthöhle und des Mediastinums

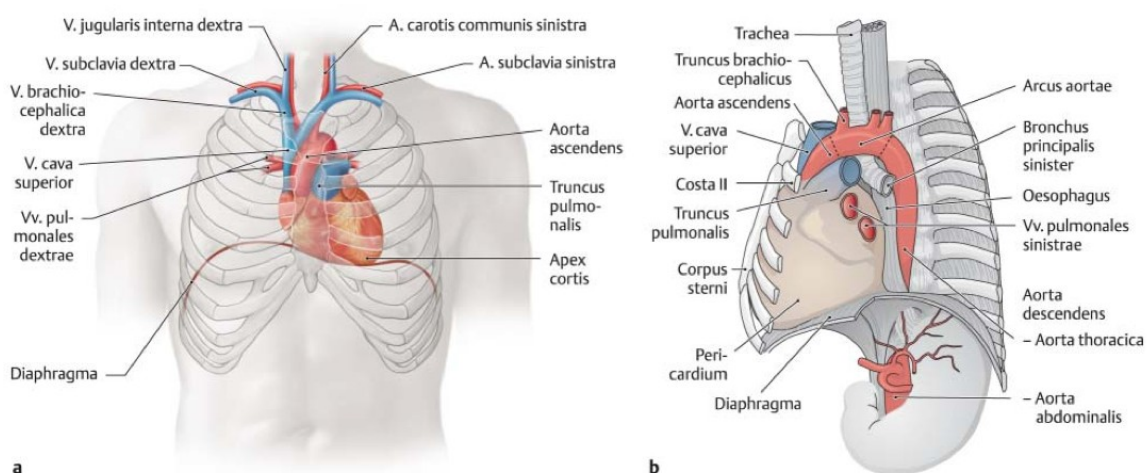
- Einteilung von Brusthöhle und Mediastinum als schematische Darstellung in der Frontalebene: Die Lungen liegen in ihrer jeweiligen Pleurahöhle beidseits des Mediastinums. Das obere Mediastinum wird gelb, das untere rot dargestellt.
- Einteilung des Mediastinums als schematische Darstellung in der Mediansagittalebene: Durch die über dem Herzen verlaufende transthorakale Ebene erfolgt die Unterteilung in oberes und unteres Mediastinum. Letzteres wird wiederum in drei Abschnitte gegliedert: vorderes (grün), mittleres (rot) und hinteres (blau) Mediastinum.
- Unterteilung des unteren Mediastinums axial geschnitten (8).

Oberes Mediastinum		
A. thoracica interna		
Vv. brachiocephalicae und Anfangsteil der V. cava superior		
Thymus		
Arcus aortae mit Ästen (Truncus brachiocephalicus, A. carotis communis sinistra, A. subclavia sinistra)		
Nn. phrenici		
Trachea		
Nn. vagi mit Nn. laryngeus recurrens sinister und Nn. cardiaci		
Truncus sympathicus		
Oesophagus		
Ductus thoracicus		
Unteres Mediastinum		
<i>Vorderes Mediastinum</i>	<i>Mittleres Mediastinum</i>	<i>Hinters Mediastinum</i>
A thoracica interna Kleinere Blut- und Lymphgefäße	Herz mit Herzbeutel Aorta ascendens Truncus pulmonalis Vv. Pulmonales V. cava superior Mündung der V. azygos Aa. und Vv. pericardiacophrenicae	Aorta descendens mit Abgängen Vv. azygos und hemiazygos Nn. vagi Truncus sympathicus Nn. splanchnici majores und minores Ductus thoracicus Oesophagus

Tabelle 1: Mediastinum (7)

2.2.1 Herz

Das Herz fungiert als Muskelpumpe zur Blutzirkulation im Kreislauf und liegt im mittleren Mediastinum.

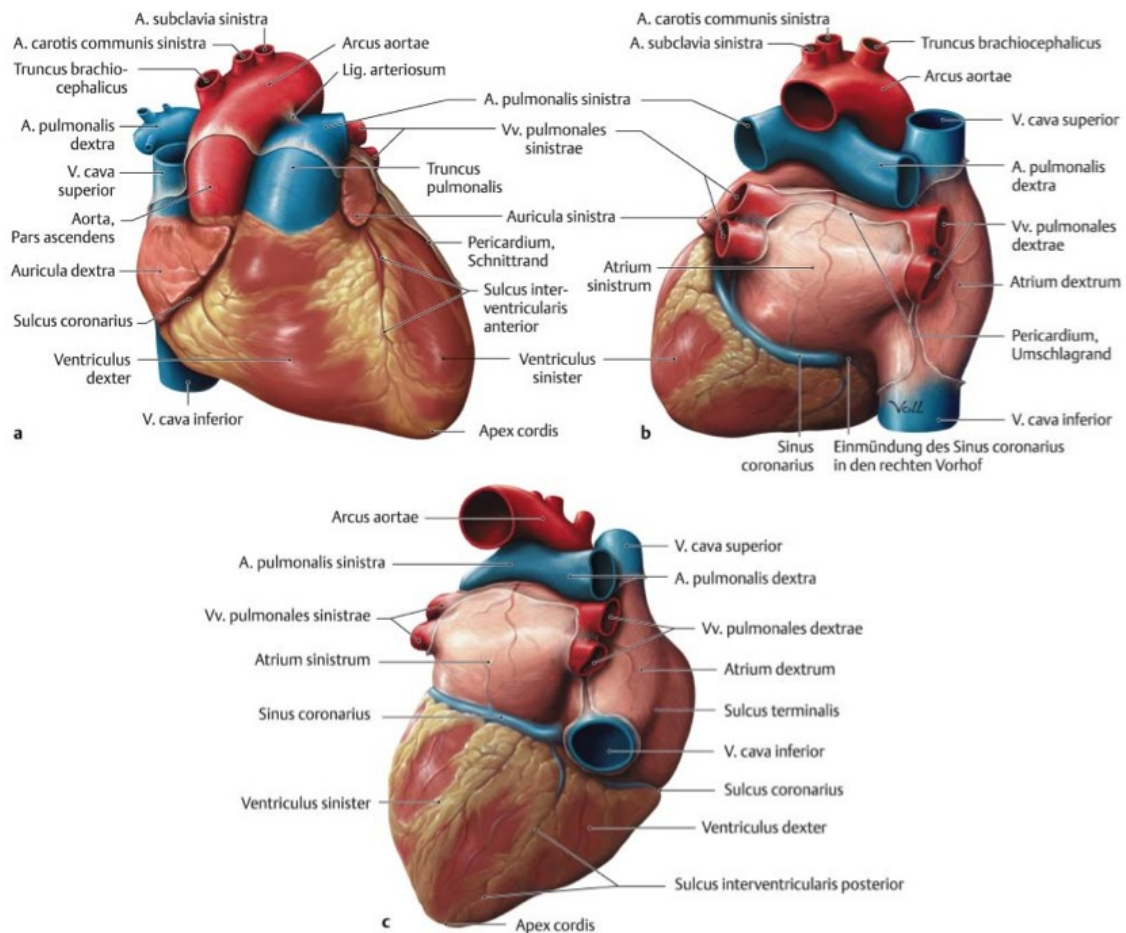


Schematische Darstellung als Projektion auf die ventrale Thoraxwand (a) und in der Seitansicht (b).

Abbildung 8: Lage von Herz und großen Gefäßen in der Brusthöhle (8)

Es ist aus vier Binnenräumen aufgebaut, welche sich aus dem rechten Vorhof und der rechten Kammer sowie dem linken Vorhof und der linken Kammer zusammensetzen. Die Vorhöfe dienen zur Aufnahme des Blutes aus dem Kreislauf und die Kammern zum

Auswurf des Blutes in den Kreislauf. Die vier Binnenräume werden durch Septen und Klappen voneinander getrennt. Funktionell unterscheidet sich das rechte vom linken Herzen (Abbildung 9, Abbildung 9)(7).



a Ansicht des Herzens von ventral: Facies sternocostalis.
 b Ansicht des Herzens von dorsal : An der Basis cordis treten die großen Gefäße ein und aus.
 c Ansicht des Herzens von dorsal-kaudal: Durch Kippung des Herzens nach ventral wird die Facies diaphragmatica besser sichtbar.

Abbildung 9: Form und Abschnitte des Herzens (8)

2.2.1.1 Entwicklung

Die Entwicklung des Herzens erstreckt sich von der 3. bis zur 8. EW. Es werden 3 Entwicklungsphasen unterschieden. Zunächst entstehen die Perikardhöhle und der kardiogene Plexus, das Myokard am Boden der Perikardhöhle sowie das Endokard durch Zusammenlagerung der Kapillarsprossen. In der zweiten Entwicklungsphase, der Phase des geraden, tubulären Herzens, beginnt das Herz schlagen. Das so genannte tubuläre Herz misst weniger als 1mm. Es ist bereits möglich einen gemeinsamen Vorhof als auch einen gemeinsamen Ventrikel zu unterscheiden. In der dritten Entwicklungsphase kommt es zum Längenwachstum der Herzanlage. Aufgrund des Längenwachstums und dem bereits fixierten Anfang und Ende des Herzrohres kommt es zur Entwicklung einer Herzschleife in der Perikardhöhle. Im weiteren Verlauf dieser Phase kommt es zur Vorhof- als auch zur Kammerseptierung (7).

2.2.2 Arterien im Mediastinum

2.2.2.1 Aorta

Dabei handelt es sich um das arterielle Hauptgefäß des Körperkreislaufes, aus der Aorta werden alle Organe direkt oder indirekt versorgt. Die Aorta wird in 3 große Abschnitte unterschieden: Aus dem linken Ventrikel steigt sie zunächst etwas nach rechts ziehend auf als Aorta ascendens. Im weiteren verläuft sie dann als Aortenbogen nach dorsal und zieht, Aorta descendens genannt, weiter nach unten in den Brust- und den Bauchraum bis zur Aufteilung in die beiden Iliakalarterien. Der Aortendurchmesser nimmt mit zunehmendem Alter zu und liegt zwischen 18 und 30 mm (8).

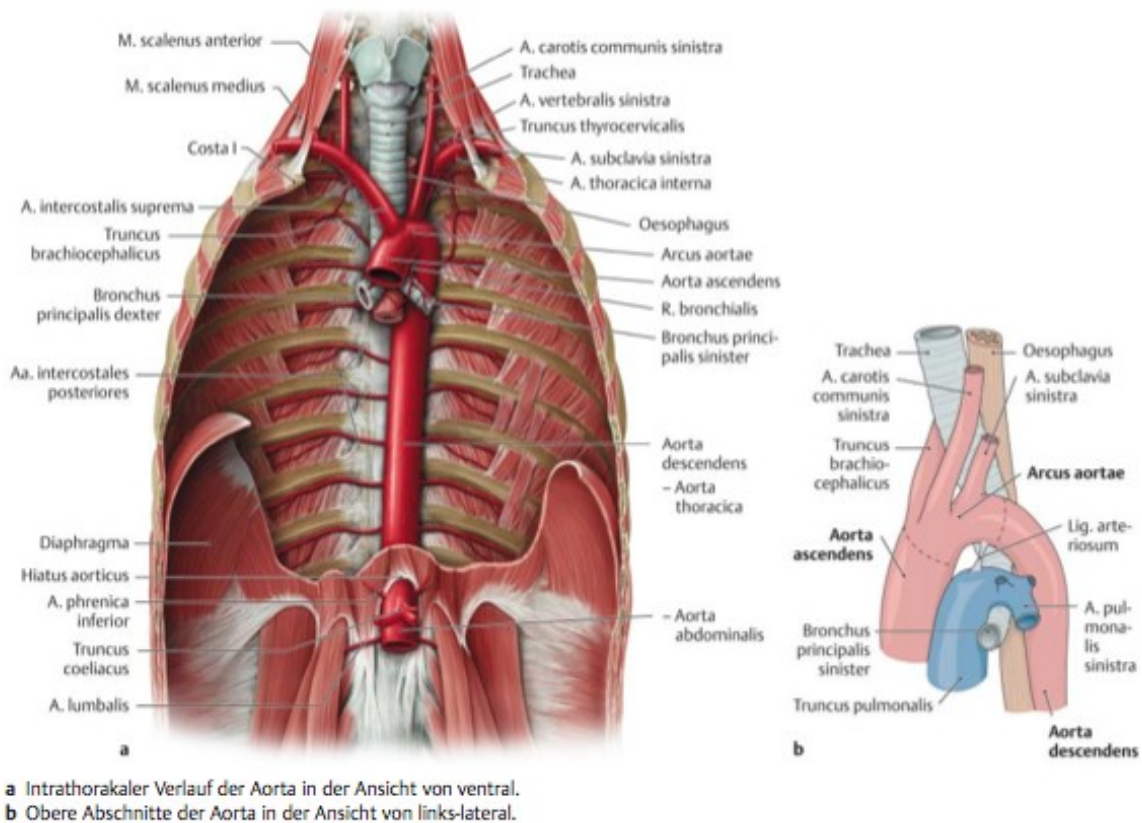


Abbildung 10: Abschnitte und Lage der Aorta in der Brusthöhle (8)

2.2.2.2 Arteriae pulmonales

Der Truncus pulmonalis liegt von den großen Gefäßstämmen des Herzens zunächst am weitesten ventral und projiziert sich links parasternal etwa auf den 2. Interkostalraum. Er beginnt auf Höhe des Ansatzes der linken 3. Rippe, umgreift die aufsteigende Aorta und teilt sich unterhalb des Arcus aortae auf Höhe des Ansatzes der 2. Rippe in die Arteriae pulmonales dextra und sinistra (Vasa publica der Lunge) auf. Die rechte Pulmonalarterie ist länger als die linke, unterkreuzt den Aortenbogen und verläuft auf dem Weg zur rechten Lunge zwischen Aorta und Bronchus principalis dexter. Die Verzweigungen der Pulmonalarterien folgen denen des Bronchialbaums (8, p561).

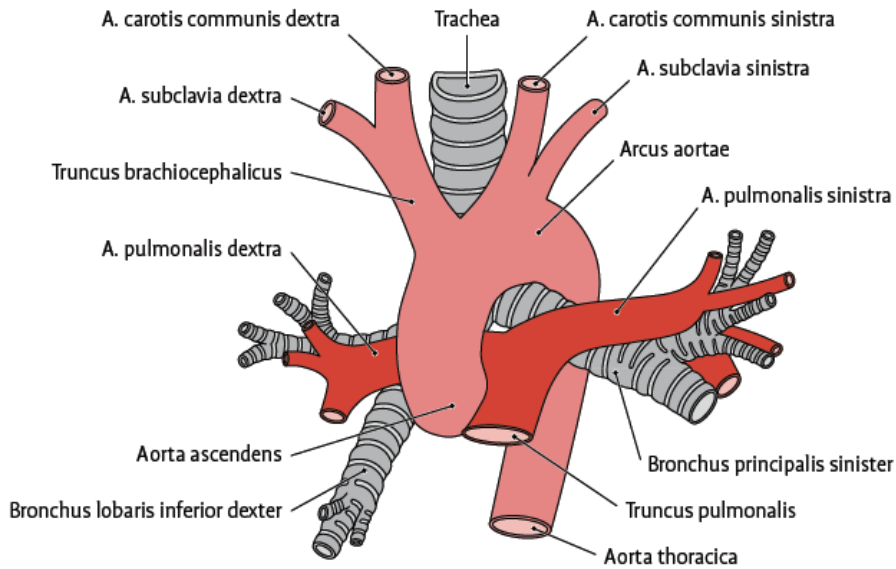


Abbildung 11: Topografie Aa. pulmonales und Tr. pulmonalis (7)

2.2.3 Venen im Mediastinum

Über die Vena cava superior und die Vena cava inferior gelangt das gesamte venöse Blut aus den Organen zum Herzen. Das sogenannte Hohlvenensystem steht außerdem in enger Verbindung mit dem Azygossystem der Körperwand. Die Hauptverlaufsrichtung der Venae cavae steht ungefähr senkrecht zur Verlaufsrichtung der Venae pulmonales. Es wird anhand der Verbindung der genannten Venen vom so genannten Venenkreuz gesprochen. Die herznahen Venen haben aufgrund ihres großen Durchmessers und der großen Saugwirkung des Herzens keine Venenklappen (8).

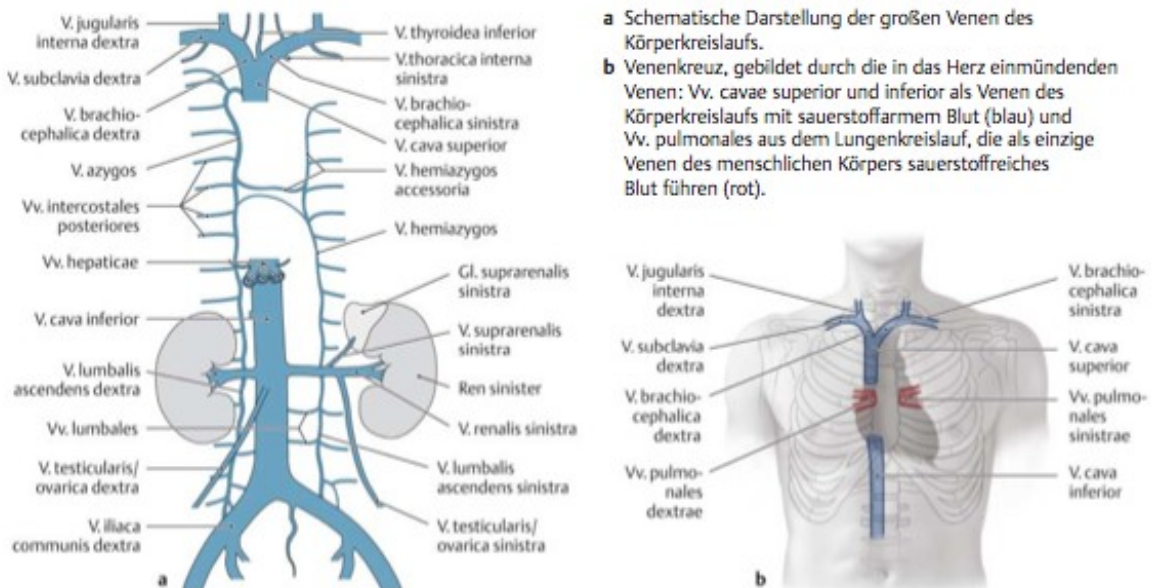


Abbildung 12: Venenstämme im Mediastinum (8)

2.2.3.1 Venae Cava

2.2.3.1.1 Vena Cava superior

Sie sammelt das Blut aus Kopf, Hals, Armen und der Brustwand. Sie entsteht im oberen Mediastinum aus dem Zusammenfluss der linken und der rechten Vena brachiocephalica und weist eine Länge von etwa 50 bis 60 mm auf (8).

2.2.3.1.2 Vena Cava inferior

Das venöse Blut aus den Beinen, dem Becken und dem Bauchraum sammelt sich in der unteren Hohlvene. Durch das Foramen venae cavae des Diaphragmas tritt sie in die Thoraxhöhle ein und mündet schließlich in den rechten Vorhof (8).

2.2.3.2 Azygos- System

Die Vena azygos gibt es nur auf der rechten Seite, sie setzt die Vena lumbalis ascendens fort. Die Vena azygos drainiert die Intercostalvenen, welche das venöse Blut aus den Zwischenrippenräumen sammeln. Schlussendlich mündet sie in die Vena Cava superior. Auf der linken Seite wird die Vena lumbalis ascendens durch die Vena hemiazygos fortgesetzt. Auf Höhe des achten Brustwirbelkörpers verbindet sie sich mit der Vena azygos auf der rechten Seite. Zuflüsse erhält sie ebenfalls aus den Intercostalvenen und der Vena hemiazygos accessoria (8).

2.2.3.3 Venae pulmonales

Die Pulmonalvenen führen sauerstoffreiches Blut von der Lunge in den linken Vorhof. In der Lunge trennen sich die Aufzweigungen der Pulmonalvenen von denen des Bronchialbaumes und denen der Pulmonalarterien. Die Pulmonalvenen verlaufen intersegmental und können Blut aus benachbarten Segmenten sammeln. In der Regel sind links als auch rechts zwei Pulmonalvenen (jeweils eine obere und untere rechte und linke V. pulmonalis) angelegt (8).

2.3 Pathologien des mediastinalen Gefäßsystems

2.3.1 Fallot'sche Tetralogie

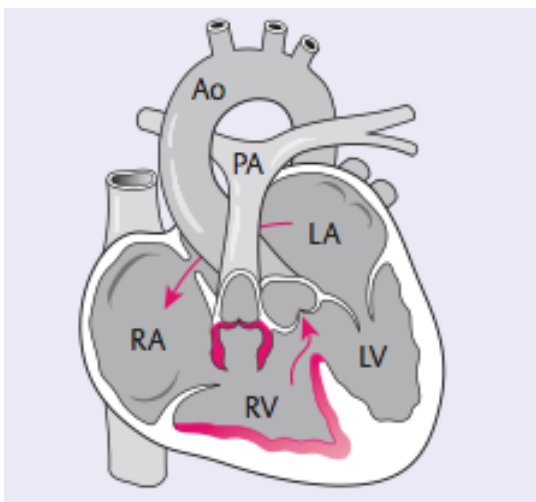
Synonym: Tetralogie of Fallot (TOF)

2.3.1.1 Definition

Die häufigste kombinierte Entwicklungsstörung ist die Fallot-Tetralogie, gleichzeitig der häufigste „zyanotische“ Herzfehler im Erwachsenenalter und betrifft ca. 2,5% aller angeborenen Herzfehler. Durch eine Verschiebung des Teilungsbereiches des Konus nach ventral entsteht ein verschmälertes Truncus pulmonalis (Pulmonalstenose) mit großem Ventrikelseptumdefekt (VSD). Die Aorta entspringt nicht mehr ausschließlich aus dem linken Ventrikel sondern über dem Septumdefekt (sie „reitet“ auf dem Septumdefekt). Aus der vermehrten Belastung des rechten Ventrikels folgt eine Rechtsherzhypertrophie (7,9).

Die Fallot'sche Tetralogie ist demnach gekennzeichnet durch:

- Obstruktion des rechtsventrikulären Ausflusstraktes (RVOTO)
- Großer, subaortaler, sog. malalignment Ventrikelseptumdefekt
- Über dem VSD reitende Aorta (<50%)
- (konsekutive) Rechtshypertrophie (10)



Kombination aus valvulärer und infundibulärer Pulmonalstenose, Hypertrophie des rechten Ventrikels, VSD mit überreitender Aorta und ASD. Bei ausgeprägter rechtsventrikulärer Ausflusstraktobstruktion findet über den VSD ein überwiegender Rechts-links-Shunt statt. RA = rechter Vorhof; LA = linker Vorhof; RV = rechter Ventrikel; LV = linker Ventrikel; PA = Pulmonalarterie, Ao = Aorta.

Abbildung 13: Fallot Tetralogie (11)

Mit zunehmendem Schweregrad der Pulmonalstenose nimmt der Rechts-links-Shunt über den Ventrikelseptumdefekt, begünstigt durch das Überreiten der Aorta, zu. Die Pulmonalstenose kann auf mehreren Ebenen lokalisiert sein: Fast immer liegt eine valvuläre Pulmonalstenose (mit normal weitem oder engem Pulmonalklappenring) vor. Die subvalvuläre Pulmonalstenose (Infundibulumstenose) entsteht durch Hypertrophie von Muskelbündeln im rechtsventrikulären Ausflusstrakt und kann mit dem Alter zunehmen. Bei ausgeprägten Formen sind die Pulmonalgefäße unterentwickelt (hypoplastisch). Das Überreiten der Aorta kann ebenfalls verschieden stark ausgeprägt sein bis hin zum Überreiten von 50%, wobei in diesem Fall die Aorta je zur Hälfte aus dem linken und aus dem rechten Ventrikel entspringt (bei stärkerem Überreiten der Aorta über 50% wird ein sog. „double outlet right ventricle“ diagnostiziert).

Assoziierte Fehlbildungen sind ein Vorhofseptumdefekt, eine Aplasie der Pulmonalklappe (Fehlen bzw. rudimentäre Anlage der Pulmonalklappe), Fehlen der linken Pulmonalarterie sowie ein rechter Aortenbogen (rechts von der Trachea verlaufend) (9).

2.3.1.2 Pathophysiologie

Funktionell liegt die Kombination eines großen, druckangleichenden VSD mit einer Obstruktion der rechtsventrikulären Ausflussbahn (RVOTO) vor. Wenn der rechtsventrikuläre Austreibungswiderstand größer ist als der periphere Widerstand im großen Kreislauf, resultiert ein Rechts-Links-Shunt (zyanotische Form), im umgekehrten Fall ein Links-Rechts-Shunt (azyanotische Form).

Zyanotische Form (klassischer Morbus Fallot): Verminderte Lungenperfusion durch hochgradige RVOTO und Rechts-Links-Shunt bewirken eine schwere Hypoxämie (arterielle-O₂-Sättigung kann auf 50% sinken) mit lebensbedrohlichen hypoxischen Zuständen (durch Spasmen des Infundibulums), Zyanose, Trommelschlegelfingern und sekundärer Polyglobulie. Eine Erhöhung des peripheren Widerstandes (Hockerstellung) und eine Verminderung der Kontraktilität des Infundibulums (Sedativa, β -Rezeptorenblocker) leiten vermehrt Blut in den Lungenkreislauf und vermindern Hypoxämie und Zyanose.

Azyanotische Form (Links-Rechts-Shunt): Entspricht der Situation beim großen VSD mit Druckangleich und leichtgradiger RVOTO, doch bleibt wegen der Pulmonalstenose ein wesentlicher Anstieg des Pulmonalarteriendruckes aus. Dennoch kann es im Verlauf durch Zunahme der infundibulären Pulmonalstenose zur Shuntumkehr kommen. Man spricht auch von „pink Fallot“ (10,12).

2.3.1.3 Klinik

Abgesehen von extremen Formen einer Pulmonalstenose sind die Neugeborenen und jungen Säuglinge zunächst azyanotisch. Erst mit Zunahme der rechtsventrikulären Obstruktion kann in den ersten Lebenswochen bis -monaten eine Zyanose auftreten. Gefürchtet sind die sogenannten hypoxämischen Anfälle bei ausgeprägter infundibulärer Stenose. Besonders nach längerer, körperlicher Ruhe (z. B. nach dem Schlaf) kann mit Beginn der körperlichen Aktivität (z. B. beim Stillen) ein anfallsartiger Zustand mit plötzlicher Hautblässe und Bewusstseinsverlust auftreten, eventuell begleitet von Krampfanfällen. Vermutlich wird der hypoxämische Anfall durch eine plötzliche Verminderung der Lungendurchblutung ausgelöst. Als Gegenmaßnahme eignen sich Manöver, die den Widerstand im Körperkreislauf erhöhen und dadurch die Lungendurchblutung steigern (Abnahme des Rechts-links-Shunts zu Gunsten des Links-rechts-Shunts): Hock- Stellung bei älteren Kindern, bei Säuglingen Pressen der in Knie und Hüfte gebeugten Beine gegen den Unterkörper, medikamentös mit Noradrenalin (Erhöhung des Systemgefäßwiderstandes).

Symptome einer chronischen Zyanose wie Trommelschlegelfinger und Uhrglasnägel werden heute bei früh durchgeführter Korrekturoperation nicht mehr beobachtet (9).

2.3.1.4 Diagnose

Im EKG findet man meistens eine rechtsventrikuläre Hypertrophie mit hohen R-Zacken sowie Erregungsrückbildungsstörungen mit positiven T-Wellen in den Ableitungen V1 und V2. Röntgenologisch kann durch die Hypertrophie des rechten Ventrikels die Herzspitze

angehoben sein und bei Unterentwicklung der Pulmonalgefäße das Bild des Holzschuhformherzens entstehen. Echokardiographisch kann leicht die über einem großen Ventrikelseptumdefekt überreitende Aorta (Abbildung 14) und die rechtsventrikulär-pulmonalarterielle Einengung dargestellt werden. Mit der Herzkatheteruntersuchung und Angiographie können ergänzend zu dem echokardiographischen Befund Informationen über die Anatomie der Pulmonalarterien und Koronararterien gewonnen werden (über den rechtsventrikulären Ausflusstrakt verlaufende Koronararterien können die Korrekturoperation komplizieren) (9).

2.3.1.4.1 Inspektion, Palpation

Durch die länger andauernde cardial bedingte zentrale Zyanose treten durch die Sauerstoffminderversorgung Verfärbungen der Mundschleimhäute, der Zunge und Lippen und weiters auch Trommelschlegelfinger sowie Uhrglasnägel auf. Letztere jedoch selten bei Kindern unter 2 Jahren. Bei älteren Kindern kann ein systolisches Schwirren zu beobachten sein (10,11).

2.3.1.4.2 Auskultation

Auskultatorisch findet sich ein lautes, systolisches Ausströmungsgeräusch über dem RVOT, 2. bis 4. Intercostalraum links parasternal. Die Lautstärke und Dauer des Geräusches ist vom Lungendurchfluss abhängig. Je stärker die RVOT-Obstruktion, desto leiser ist das Geräusch zu hören. Weiters findet sich ein lauter zweiter singulärer Herzton, verursacht durch den Aortenklappenschluss. Bei Erwachsenen ist meist in Folge einer Aortenklappeninsuffizienz ein diastolisches Refluxgeräusch über der Herzbasis auskultierbar, seltener tritt dies bei verkalkter Pulmonalklappe auf (10,13).

2.3.1.4.3 Echokardiografie

Echokardiographisch kann das für die Fallotsche Tetralogie typische Überreiten der Aorta (Ao) über dem Ventrikelseptumdefekt (Stern) dargestellt werden. (Abbildung 14: Fallot'sche Tetralogie – Echo (9): LA linkes Atrium; RA rechtes Atrium; LV linker Ventrikel; RV rechter Ventrikel)

Des Weiteren können eine Rechtsherzhypertrophie und falls vorhanden, assoziierte Anomalien nachgewiesen werden. Mittels Doppler Sonografie lässt sich die Shuntrichtung bestimmen.

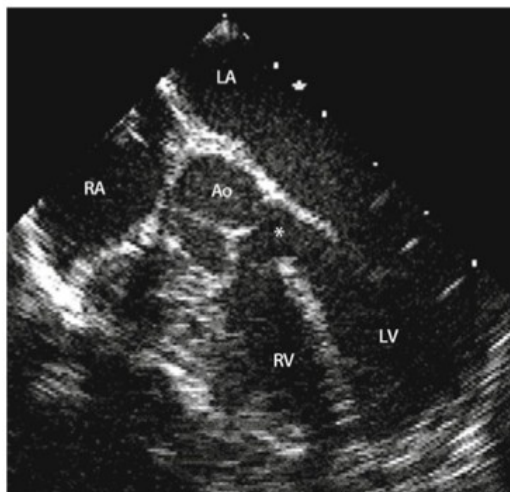


Abbildung 14: Fallot'sche Tetralogie – Echo (9)

2.3.1.4.4 Röntgen

Im Thoraxröntgen entspricht die Herzkontur, durch die bei hypertrophiertem rechten Ventrikel angehobene Herzspitze, einem Holzschuh. Die Herztaille ist infolge der Hypoplasie der A. pulmonalis eingezogen. Weiters deutet die Röntgenaufnahme auf eine Minderperfusion der Lunge hin. In ca. 25% der PatientInnen mit Fallot'scher Tetralogie findet sich ein rechtsseitiger Aortenbogen mit ebenfalls rechts verlaufender Aorta. Die Herzgröße selbst ist meist normal (10,14).

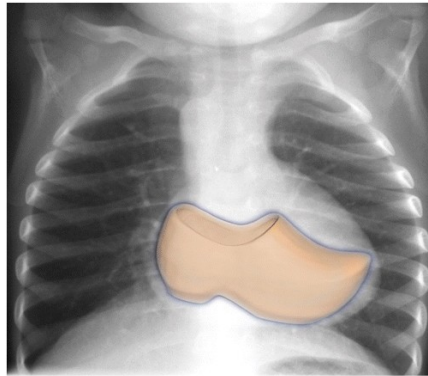


Abbildung 15: Holzschuh-Herz (14)

2.3.1.4.5 EKG

Im Elektrokardiogramm ist ein ausgeprägter Rechtslagetyp festzustellen, sowie Zeichen einer Rechtsherzhypertrophie (10,12).

2.3.1.4.6 Herzkatheter

Die Herzkatheteruntersuchung ermöglicht zum einen die Darstellung der Anatomie des Herzens und der Pulmonalarterien und zum anderen den Nachweis des druckangleichenden Ventrikelseptumdefektes und die Bestimmung des Druckgradienten an der Pulmonalklappe und des pulmonalen Blutflusses (9).

2.3.1.5 Therapie

Unbehandelt versterben etwa 30% der PatientInnen im 1. Lebensjahr, rund 90% bis zum 20. Lebensjahr (9).

2.3.1.5.1 Medikamentös

Die medikamentöse Therapie bezieht sich hauptsächlich auf die Vermeidung von hypoxämischen Anfällen. Dazu können neben der Gabe von Sauerstoff zur Sedierung Morphin oder Ketanest verwendet werden und zur Lösung des Infundibulumspasmus ein Beta-Blocker, wie z.B. Propranolol. Als weitere Sofortmaßnahme wird empfohlen, beide Knie des Kindes an die Brust zu drücken. Hypoxämische Anfälle gelten als absolute Operationsindikation (9,10,15).

2.3.1.5.2 Operativ

Die chirurgische Therapie ist abhängig vom Ausmaß der Hypoplasie der Pulmonalarterien. Sind die Lungengefäße gut ausgebildet, kann die Korrekturoperation mit dem Einsetzen der Zyanose auch im Säuglingsalter durchgeführt werden, bei der azyanotischen Form ist

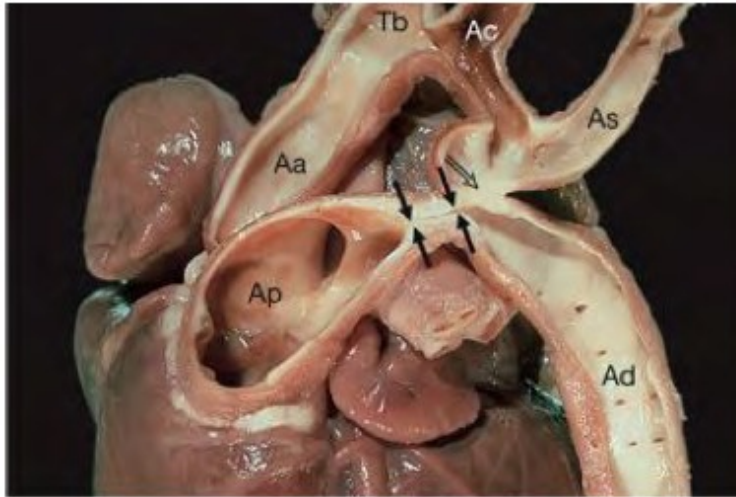
eine elektive Korrekturoperation bis zur Vollendung des 1. Lebensjahres akzeptiert. Bei hypoplastischen Pulmonalarterien sollte zunächst eine aortopulmonale Shuntoperation (bevorzugt als sog. modifizierte Blalock-Taussig-Anastomose mit Interponat einer Kunststoffgefäßprothese zwischen der A. subclavia und der Pulmonalarterie) durchgeführt werden, um das Wachstum der Pulmonalarterie zu fördern und die Zyanose zu mindern. Alternativ kann durch eine Ballondilatation der Pulmonalklappe die Lungendurchblutung und das Gefäßwachstum gefördert werden.

Die Korrekturoperation besteht aus dem Patchverschluss des Ventrikelseptumdefektes und der Beseitigung der Pulmonalstenose. Je nach Ausprägung genügt eine Kommissurotomie der eingengten Pulmonalklappe, häufiger müssen die hypertrophierten Muskelbündel des rechtsventrikulären Ausflusstraktes reseziert werden. Bei engem Pulmonalklappenring oder bei Einengung der Pulmonalarterie muss dieser Bereich mit einem Patch erweitert werden. Die resultierende Pulmonalklappeninsuffizienz wird in der Regel gut toleriert. Die Korrekturoperation hat, abgesehen von komplizierten Formen, eine Letalität deutlich von unter 5%. Die Lebenserwartung nach der Korrekturoperation ist insgesamt gut. Als Spätkomplikationen sind Reoperationen wegen Restdefekten (Restventrikelseptumdefekt, Pulmonalstenose bzw. -insuffizienz) und Herzrhythmusstörungen (ventrikuläre Tachykardien) zu nennen (9).

Prognose: Als postoperatives Residuum kann eine geringe Rest-Pulmonalstenose vorhanden sein. Eine Pulmonalinsuffizienz besteht v.a. nach Ausflusstrakterweiterung mit einem transanulären Patch. Ein kompletter AV-Block ist sehr selten. Höhergradige ventrikuläre Arrhythmien werden – v. a. im Zusammenhang mit einer persistierenden Druck- oder Volumenbelastung des rechten Ventrikels – als Hauptursache für den spätpostoperativen plötzlichen Herztod gesehen (11).

2.3.2 Aortenisthmusstenose

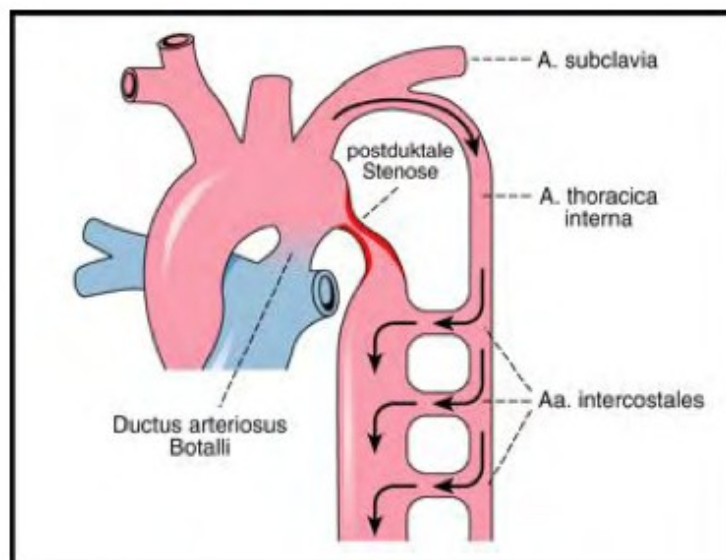
Präduktale Form (infantile Form): Hier findet sich eine tubuläre Hypoplasie des Aortenbogens. Sie kommt als Folge eines verminderten Blutflusses in der Fetalperiode über die Aorta ascendens zustande (Abbildung 16).



Unmittelbar vor der Einmündung des Ductus arteriosus Botalli (4 Pfeile) in die Aorta findet sich eine Einengung (Doppelpfeil), die zu einem Druckgradienten führt. Postduktal ist die Aorta weit. Aa = Aorta ascendens, Ap = A. pulmonalis, Tb = Truncus brachiocephalicus, Ad = Aorta descendens, Ac = A. carotis communis sinistra, As = A. subclavia sinistra.

Abbildung 16: Präduktale Aortenisthmusstenose (16)

Postduktale Form (adulte Form): Hier liegt die Stenose distal der Mündung des Ductus arteriosus Botalli (Abbildung 17).



Die Stenose liegt distal der Mündung des Ductus arteriosus Botalli. Diese Stenose ist im Gegensatz zur präduktalen Stenose bereits im Fetalleben wirksam und verursacht somit Kollateralkreisläufe, vor allem über die A. thoracica interna und die Aa. intercostales.

Abbildung 17: Postduktale Aortenisthmusstenose (16)

Die pathophysiologischen Folgen betreffen zum einen das Myokard, zum anderen die Blutversorgung der unteren Körperhälfte: Die linke Kammer hat eine vermehrte Druckerbeit zu leisten und hypertrophiert konzentrisch auf Kosten der Lichtung. Zudem wird ihre Innenschicht bei relativer Koronarinsuffizienz durch Innenschichtnekrosen zunehmend fibrosiert. Die interstitielle Fibrose behindert die Kontraktilität des Myokards mit konsekutiver Hypertrophie. Die Aortenstenose erschwert den Blutzustrom zur unteren Körperhälfte. Für die Prognose der Isthmusstenose ist deshalb die Entstehung von Kollateralen von Bedeutung. Bei der postduktalen Form besteht das Problem der Versorgung der unteren Körperhälfte bereits vor der Geburt (Abbildung 17).

Kollateralwege werden daher bereits pränatal, vor allem über die A. thoracica interna und die Aa. intercostales, ausgebildet. Bei der präduktalen Stenose erhält die obere Körperhälfte in der pränatalen Lebensphase ihr Blut über den Aortenbogen, die untere über den Ductus arteriosus Botalli. Erst bei Verschluss des Ductus arteriosus Botalli nach der Geburt wird die Stenose daher funktionell bedeutungsvoll (16).

3 Material und Methoden

Ein großer Vorteil der nativ-MRA liegt darin, dass kein Kontrastmittel zur Verwendung kommt und diese Untersuchung somit nicht invasiv ist und auch mit keinerlei Kontrastmittelnebenwirkung bei den PatientInnen zu rechnen ist. Des Weiteren sind erhebliche Einsparungen durch die nativ-MRA möglich, da sie ohne Kontrastmittel auskommt und die Untersuchung somit wirtschaftlicher ist.

3.1 Studienziel

Feststellung der Gleichwertigkeit von nativ MRT und Kontrastmittel MR Angiografie-Daten zur Diagnosestellung und Sicherung einer Fallot'sche Tetralogie.

3.2 Studienablauf

Nachdem die Studie von der Ethikkommission der medizinischen Universität Graz freigegeben wurde, konnte nach geeigneten PatientInnen gesucht werden. Dafür wurde auf die Krankengeschichte der PatientInnen, welche an der Universitätsklinik für Radiologie in Graz aufgrund ihrer Fallot'schen Tetralogie einer nativ-MRA sowie einer Kontrastmittel-MRA unterzogen wurden, zugegriffen. Die Suche brachte 15 geeignete PatientInnen hervor. Von diesen wurden relevante Daten, wie Geschlecht, Alter und Zuweisungsdiagnose erfasst und dokumentiert. Anschließend wurden die Querschnittsflächen und Durchmesser der thorakalen Aorta an sechs definierten Punkten gemessen: Aortenbulbus (1), Aorta ascendens (2), proximal des Truncus brachiocephalicus (3), proximal der Arteria Carotis Communis (4), distal der Arteria Subclavia sinister (5), in der Aorta descendens (6), sowie der Pulmonalarterien an drei definierten Punkten: Truncus pulmonalis (1), Arteria pulmonalis dexter (2), Arteria pulmonalis sinister (3).

3.3 Studienteilnehmer

3.3.1 Einschlusskriterien

PatientInnen mit Fallot'sche Tetralogie, welche im MR (nativ und mit Kontrastmittel) an der Univ. Klinik für Radiologie an der Med. Universität Graz untersucht wurden.

3.3.2 Ausschlusskriterien

PatientInnen, ohne native MR sowie auch Kontrastmittel Angiografie MR Daten, konnten nicht in die Studie aufgenommen werden.

3.3.3 PatientInnen

Nach vorheriger Genehmigung durch die lokale Ethikkommission (No. 26-388 ex 13/14) konnten für die Studie vorerst 20 passende Patientendatensätze ausgewählt werden. Im Zuge der Auswertung mussten jedoch einige Datensätze ausgeschlossen werden, da die MRT Aufnahmen nicht vollständig waren, bzw. nur einen der geforderten Untersuchungen vorhanden war. Die Daten von 15 PatientInnen konnten schlussendlich verwendet werden.

3.4 Untersuchungsmethoden

Da die PatientInnen Daten bereits von Verlaufskontrollen vorhanden waren und keine PatientInnen zusätzlich untersucht wurden, konnten nur die in den Datenbanken gespeicherten Unterlagen und MRT Daten verwendet und ausgewertet werden.

3.4.1 Nativ MRT

Bei den nativen MR Daten handelt es sich um keine speziellen Angiografie Daten, sondern um Thorax bzw. Abdomen MR- Aufnahmen mit besonderem Augenmerk auf die Bildgebung des Herzens. Im genaueren wurden die Daten von TrueFISP-Sequenzen ausgewertet und vermessen. Eine Beschreibung der verwendeten Untersuchungsmethode bzw. dessen Sequenz ist unter Punkt 2.1.5.3 zu finden.

3.4.2 Contrast enhanced Angiografie

Dabei handelt es sich um eine kontrastmittelunterstützte MR Angiografie, welche es erlaubt Gefäße darzustellen. Diese Methode der Angiografie wurde bereits unter Punkt 2.1.9 beschrieben.

3.5 Datenauswertung

Für die Messung der Gefäßdurchmesser wurde eine frei erhältliche Software namens OsirX verwendet. Dabei handelt es sich um einen frei erhältlichen Dicom- Viewer mit zahlreichen Zusatzfunktionen. Die von mir hauptsächlich verwendete Funktion war „3D Curved Multiplanar Rekonstruktion“, hierbei handelt es sich um eine Methode mit der man eine Centerline Rekonstruktion durchführen kann, indem man Punkte zentral im Längs- und Querschnitt der Aorta platziert und zu einer Linie verbindet und so der Querschnitt des Gefäßes, in einem weiteren Fenster immer zentral und vor allem exakt quer zur Verlaufsrichtung dargestellt wird. Die Centerline-Analyse ist somit ein semiautomatisches Bildnachverarbeitungsverfahren, das die geometrische Mittelachse von Gefäßen bestimmt sowie Querschnitts- und Distanzmessungen entlang dieser Mittelachse erlaubt. Dadurch lassen sich umfassende Informationen gewinnen, die für die Therapiestratifizierung, Patientenselektion und Therapieplanung von Bedeutung sind. Durch weitere Tools lassen sich dann die Gefäßquerschnittsfläche bzw. die Durchmesser an den entsprechenden Abschnitten der Aorta und der Pulmonalarterien messen (17).

3.5.1 Auswertung in OsirX

3.5.1.1 Oberfläche

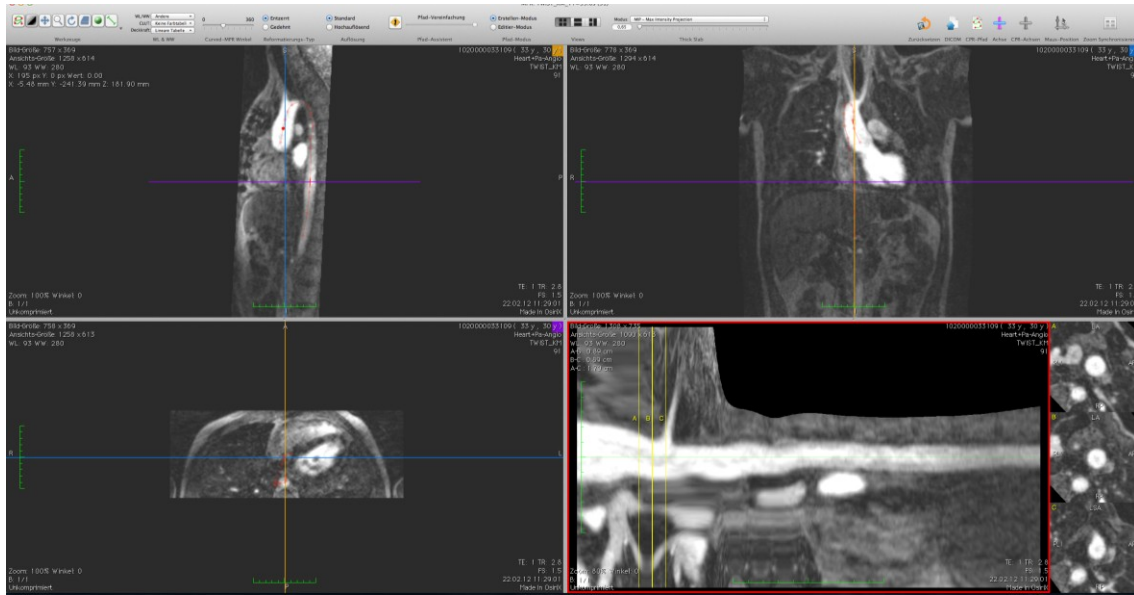


Abbildung 18: OsirX Benutzeroberfläche

In Abbildung 18 ist die Benutzeroberfläche, mit bereits durchgeführter 3D Curved Multiplanar Rekonstruktion dargestellt. Links oben im Bild findet man den sagittalen Schnitt, rechts oben die koronaren Schichten und links unten die axialen. Im rechten unteren Bereich findet sich das anhand der Linie rekonstruierte Bild, in welchem die Aorta wie „aufgefädelt“ dargestellt wurde. Die gelben Linien markieren die Schnittebene des Gefäßes und können entlang diesem beliebig verschoben werden. Die entsprechenden Schnittbilder finden sich jeweils rechts dieses Bildbereichs (Abbildung 19)(4).

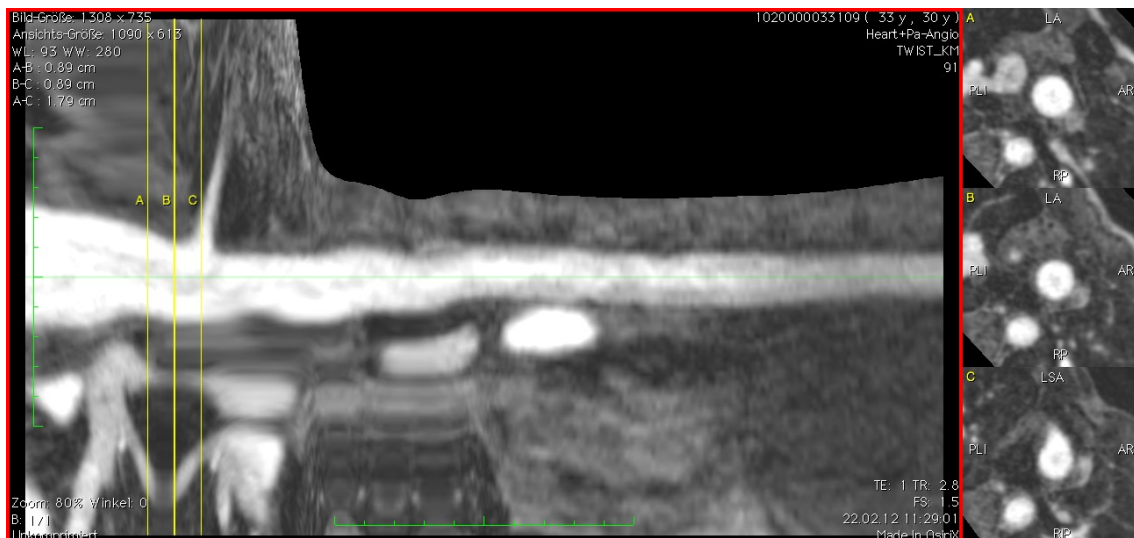


Abbildung 19: Curved MPR

3.5.1.2 Curved MPR

Die folgenden Bilder zeigen die gesetzten und zu einer Linie verbundenen Punkte an der Aorta im sagittalen Schnitt von medial nach lateral (Abbildung 21, Abbildung 22, Abbildung 22). Für die axialen und koronaren Schichten ist die Vorgehensweise analog. Es müssen die Punkte so gesetzt werden, dass sie in allen 3 Ebenen mittig im Gefäß zu liegen kommen um ein optimales Ergebnis der Rekonstruktion erzielen zu können.

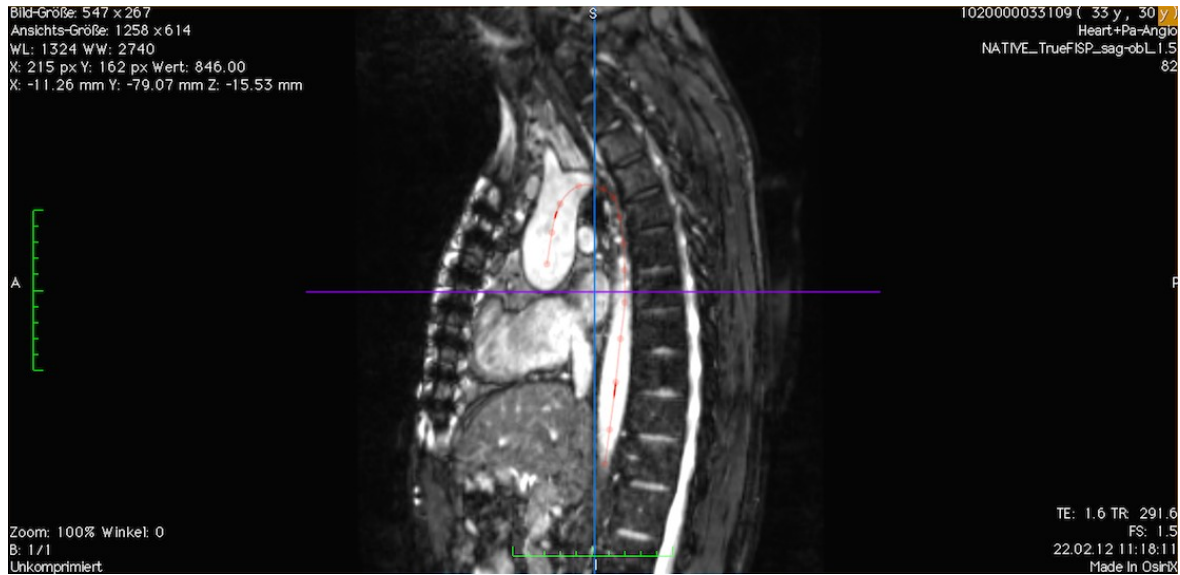


Abbildung 20: Curved MPR Beispiel 1a

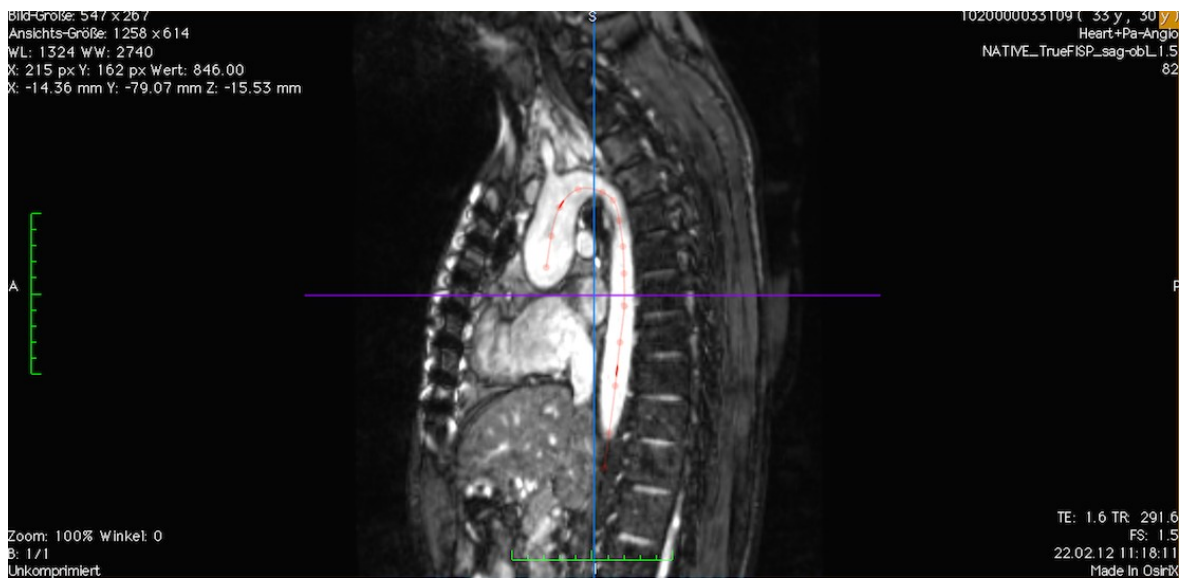


Abbildung 21: Curved MPR Beispiel 1b

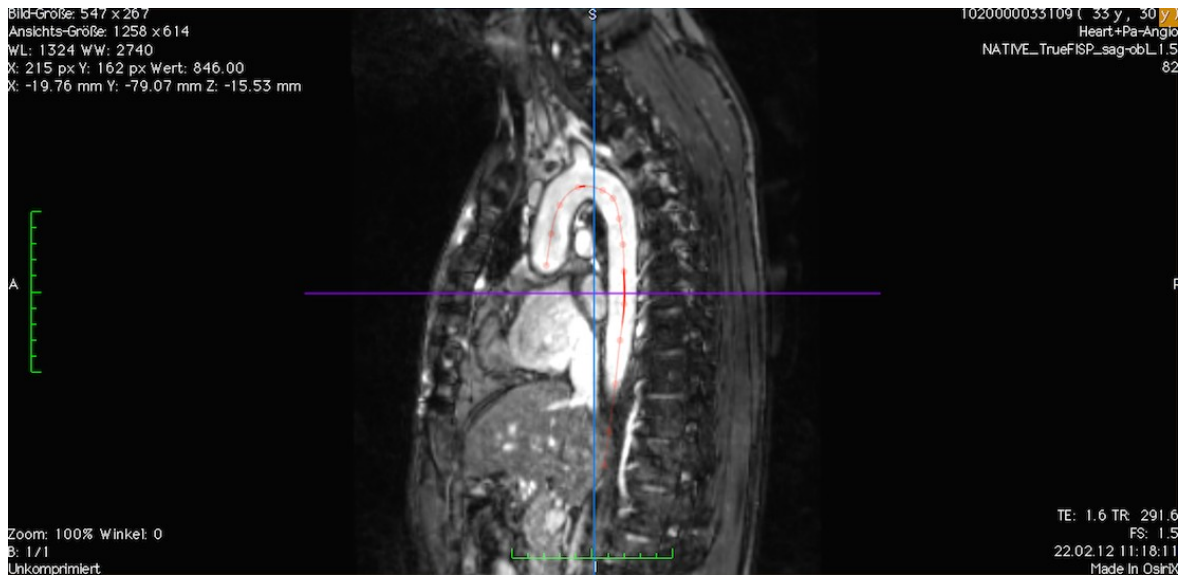


Abbildung 22: Curved MPR Beispiel 1c

3.5.1.3 Ausmessen des Gefäßes

Die Aorta wurde an mehreren Abschnitten, insgesamt 6, vermessen (Abbildung 23):

- Aortenbulbus (1),
- Aorta ascendens (2)
- proximal des Truncus brachiocephalicus (3)
- proximal der Arteria Carotis Communis (4)
- distal der Arteria Subclavia sinister (5)
- Aorta descendens (6)

Um zu gewährleisten, dass die Punkte sowohl im nativen als auch im kontrastmittelverstärktem MR Bild die selben sind, wurden diese Punkte jeweils vor bzw. nach dem Abgang von Gefäßen platziert, um sie so leichter aufzufinden (Abbildung 23).

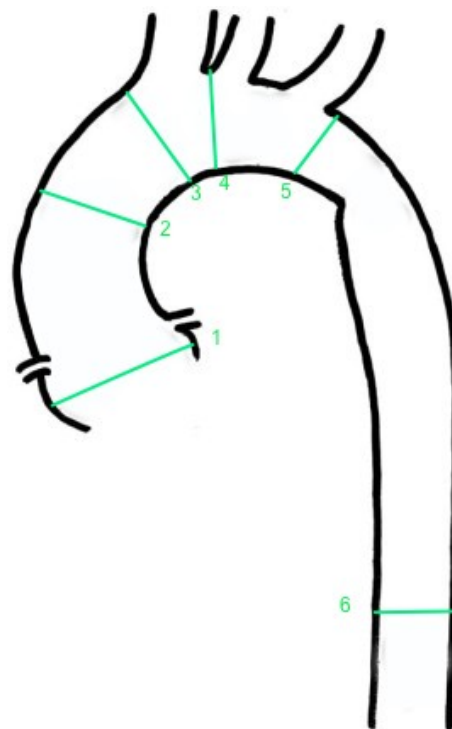


Abbildung 23: Messpunkte Aorta



Abbildung 24: cMPR, proximal Tr. brachiocephalicus

Abbildung 24: Der Schnitt wird unmittelbar vor den Abgang der des Truncus brachiocephalicus gelegt. Im rot markierten Fenster, rechts im Bild, wird dieser nun dargestellt und kann vermessen werden (Abbildung 25).

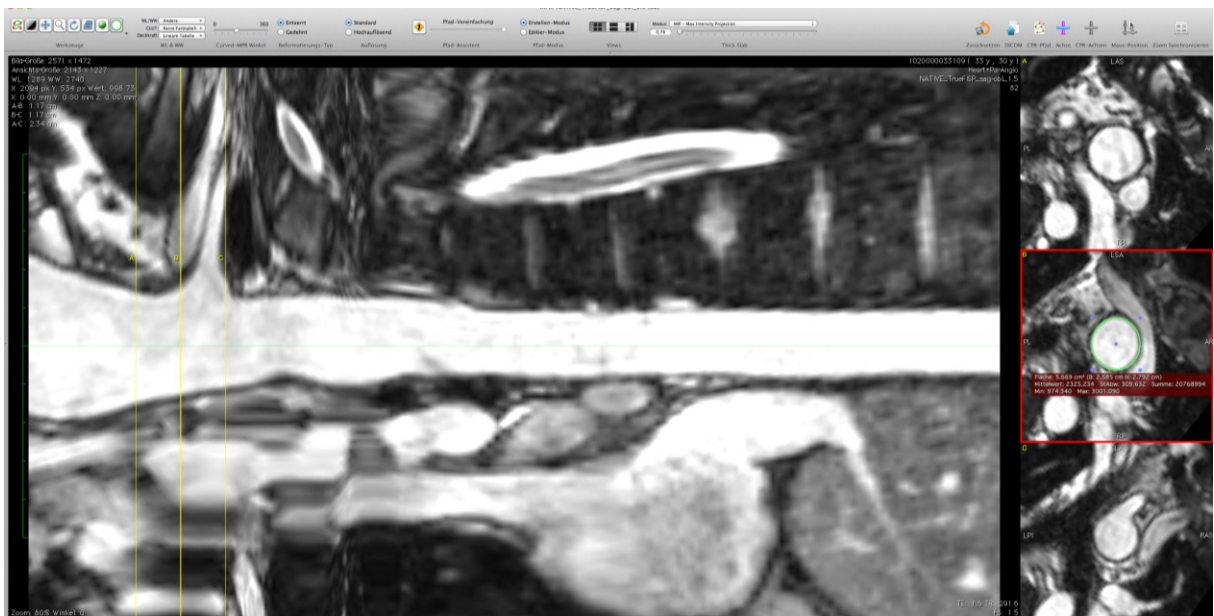


Abbildung 25: Vermessen, proximal Tr. brachiocephalicus a

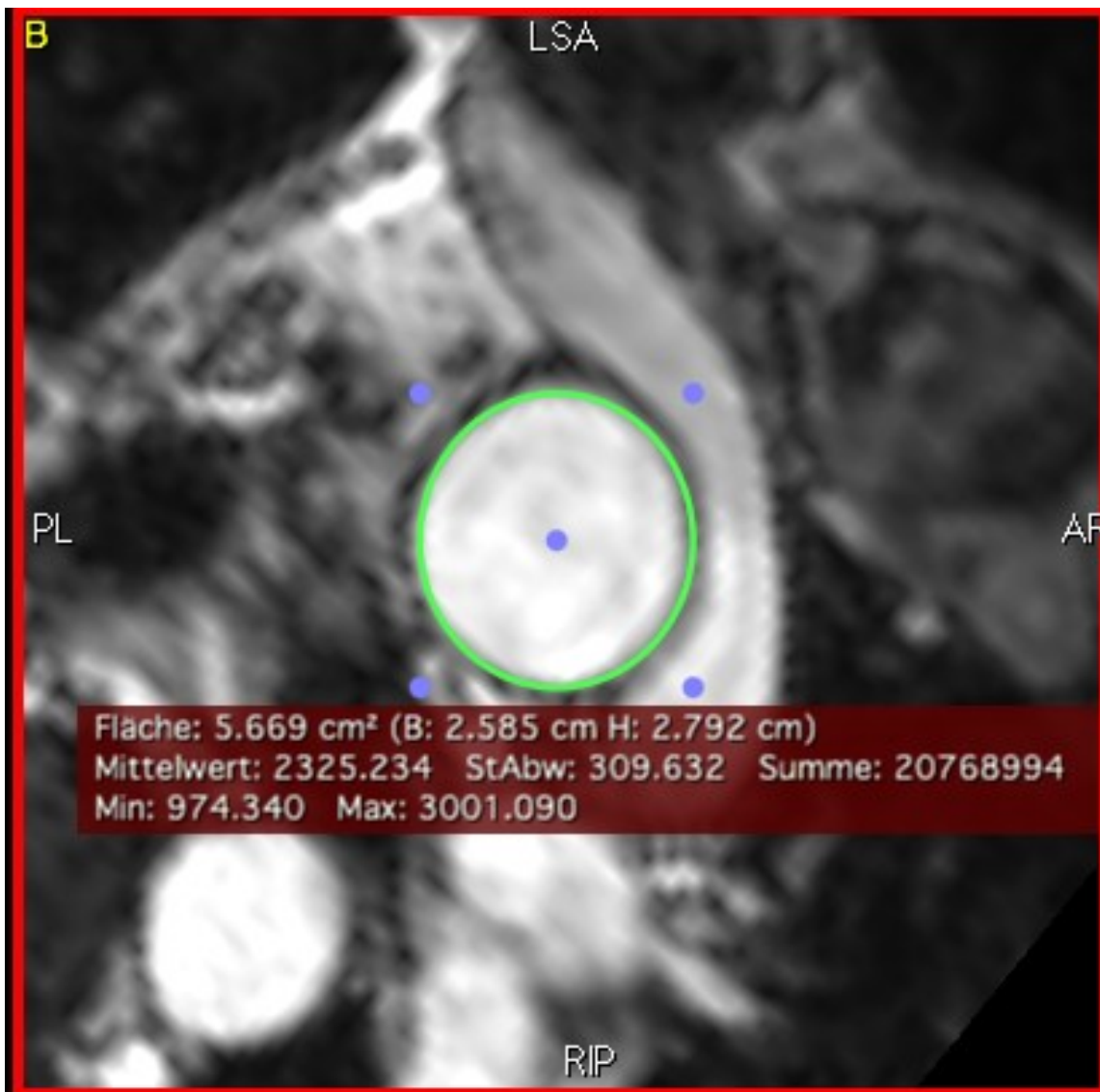


Abbildung 26: Vermessen, proximal Tr. brachiocephalicus b

Die Fläche kann auf diese Weise abgelesen bzw. der Durchmesser berechnet werden (Abbildung 26).

Die Messpunkte an den Pulmonalarterien:

- Truncus pulmonalis (7)
- Arteria pulmonalis dexter (8)
- Arteria pulmonalis sinister (9)

mussten, da sich aufgrund der kurzen Gefäße eine curved MPR Darstellung zeitlich nicht rechnet, manuell in die optimalen Ebenen gebracht werden um, wie zuvor bereits beschrieben, vermessen zu werden (Abbildung 27).

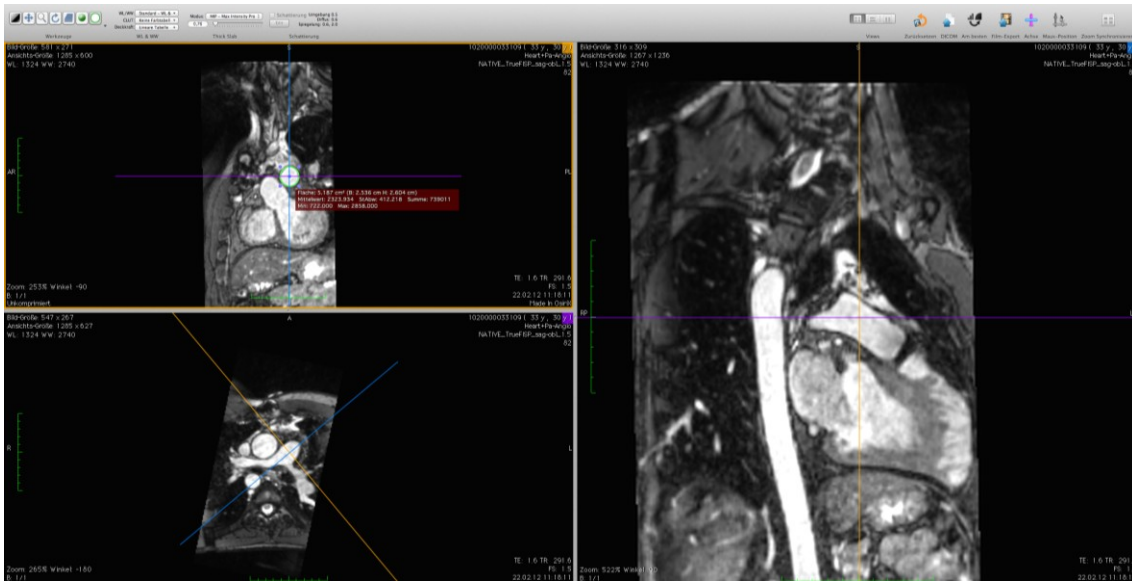


Abbildung 27: Vermessen, Tr. pulmonalis

Die Fläche kann analog zu den Gefäßabschnitten der Aorta ,wie in Abbildung 26 dargestellt, bestimmt und abgelesen werden.

3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und grafische Darstellung der Messwerte und Ergebnisse erfolgte mit SPSS Version 22 sowie Microsoft Excel 2011. Alle für die Auswertung benötigten Daten wurden von der Universitätsklinik für Radiologie in Form von MR-Dateien zur Verfügung gestellt und mittels OsirX in statistisch verwertbare Messdaten überführt.

4 Ergebnisse – Resultate

4.1 Patientendaten

An der Studie nahmen 15 PatientInnen – 8 Frauen (53%) und 7 Männer (47%) - teil. Das Alter der TeilnehmerInnen beträgt zum Zeitpunkt der Untersuchung im Mittel 23,06 Jahre ($\pm 7,46$ Jahre Standardabweichung).

Alle PatientInnen haben als Grunderkrankung die Fallot'sche Tetralogie.

4.2 MR-Ergebnisse

Im Folgenden sind die Messergebnisse der PatientInnen nach den unterschiedlichen Gefäßabschnitten, sowie der MR-Untersuchungsmethode (nativ, kontrastmittelverstärkt KM) aufgeteilt. Leider ließen sich, aufgrund von Bildfehlern in den nativen MR Daten, nicht an allen Messpunkten verwertbare Ergebnisse gewinnen. Diese sind durch „0“ gekennzeichnet und machen 12,6% aller Messwerte aus (Tabelle 4, Tabelle 8, Tabelle 9, Tabelle 10, Tabelle 13).

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
1 Alter: 30 männlich	11,238	3,782681336	11,212	3,778303036	Bulbus Aortae
	6,027	2,77016628	5,958	2,754263534	Aorta ascendens
	5,608	2,672140228	5,671	2,687107656	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,586	2,416419145	4,51	2,396312834	vor A. carotis communis
	3,386	2,076341191	3,328	2,058481184	nach A. subclavia sin.
	2,774	1,879353474	2,753	1,872226329	Aorta descendens
	4,888	2,494714443	5,16	2,56318583	Tr. Pulmonalis
	1,919	1,563121476	1,967	1,582549936	A. pulmonalis dext.
	1,026	1,142954451	1,086	1,175899364	A- pulmonalis sin.

Tabelle 2: Messwerte Patient 1

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
2 Alter: 35 weiblich	7,267	3,04181518	7,223	3,032592455	Bulbus Aortae
	4,922	2,503375787	4,925	2,504138585	Aorta ascendens
	4,536	2,403210239	4,554	2,407973792	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,703	2,447049374	4,499	2,393388717	vor A. carotis communis
	3,289	2,046384226	3,288	2,046073107	nach A. subclavia sin.
	2,41	1,751716271	2,418	1,754621275	Aorta descendens
	6,576	2,893584338	6,496	2,875929601	Tr. Pulmonalis
	2,363	1,734551119	2,331	1,722766347	A. pulmonalis dext.
	1,148	1,208999682	1,146	1,207946088	A- pulmonalis sin.

Tabelle 3: Messwerte Patient 2

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
3 Alter: 16 männlich	7,889	3,169320945	7,873	3,1661054	Bulbus Aortae
	4,814	2,475758539	4,819	2,477043913	Aorta ascendens
	4,239	2,323201883	4,235	2,322105516	vor Tr. Brachiocephalicus
	3,262	2,037967346	3,261	2,037654942	vor A. carotis communis
	3,441	2,093136635	3,442	2,09344076	nach A. subclavia sin.
	2,823	1,895879287	2,836	1,900239564	Aorta descendens
		0	3,5	2,111005014	Tr. Pulmonalis
	1,213	1,242755355	1,216	1,244291202	A. pulmonalis dext.
		0	2,706	1,856175939	A- pulmonalis sin.

Tabelle 4: Messwerte Patient 3

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
4 Alter: 30 weiblich	8,604	3,309828137	8,592	3,307519223	Bulbus Aortae
	6,812	2,945049253	6,878	2,959281836	Aorta ascendens
	5,963	2,755418991	6,065	2,778885453	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,859	2,487302992	4,813	2,475501385	vor A. carotis communis
	2,694	1,852055677	2,711	1,857890019	nach A. subclavia sin.
	2,203	1,674798223	2,2	1,673657481	Aorta descendens
	4,946	2,509471679	4,951	2,510739793	Tr. Pulmonalis
	1,98	1,587770899	1,976	1,586166279	A. pulmonalis dext.
	1,963	1,580940017	1,959	1,579328457	A- pulmonalis sin.

Tabelle 5: Messwerte Patient 4

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
5 Alter: 27 männlich	11,626	3,847427121	11,649	3,85123097	Bulbus Aortae
	8,909	3,367981693	8,891	3,364577589	Aorta ascendens
	6,13	2,793736745	6,084	2,783234797	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,801	2,47241344	4,835	2,481152635	vor A. carotis communis
	3,757	2,187136258	3,719	2,176047303	nach A. subclavia sin.
	3,337	2,061262708	3,318	2,055386187	Aorta descendens
	7,114	3,009623527	7,236	3,035320268	Tr. Pulmonalis
	3,211	2,021973202	3,295	2,048249947	A. pulmonalis dext.
	4,697	2,445487925	5,682	2,689712476	A- pulmonalis sin.

Tabelle 6: Messwerte Patient 5

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
6 Alter: 35 männlich	11,77	3,87118097	11,935	3,898220979	Bulbus Aortae
	9,146	3,412485709	9,151	3,413418362	Aorta ascendens
	6,433	2,861949844	5,773	2,711165451	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,328	2,347463611	4,398	2,366371114	vor A. carotis communis
	2,794	1,886116193	2,744	1,869163519	nach A. subclavia sin.
	2,964	1,942649016	2,817	1,893863466	Aorta descendens
	7,932	3,177946601	7,753	3,141883914	Tr. Pulmonalis
	3,149	2,002357289	3,113	1,990878713	A. pulmonalis dext.
	2,02	1,603728797	2,039	1,611253433	A- pulmonalis sin.

Tabelle 7: Messwerte Patient 6

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
7 Alter: 16 männlich	4,213	2,316066219	4,026	2,264081875	Bulbus Aortae
		0	3,7	2,170481581	Aorta ascendens
		0	3,031	1,96448271	vor Tr. Brachiocephalicus
		0	2,5	1,78412487	vor A. carotis communis
	2,584	1,813850535	2,345	1,727932075	nach A. subclavia sin.
	2,258	1,695575808	2,142	1,651448276	Aorta descendens
	3,335	2,060644916	3,535	2,121533783	Tr. Pulmonalis
	1,783	1,506714315	1,585	1,420593673	A. pulmonalis dext.
	1,245	1,259041132	1,152	1,211104122	A- pulmonalis sin.

Tabelle 8: Messwerte Patient 7

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
8 Alter: 19 weiblich	5,715	2,697511843	5,477	2,640745894	Bulbus Aortae
	4,38	2,361523643	4,524	2,400029284	Aorta ascendens
	5,014	2,526663505	4,685	2,442362034	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,117	2,289526509	3,918	2,233507723	vor A. carotis communis
	3,982	2,251675854	3,777	2,192950027	nach A. subclavia sin.
		0	3,018	1,960265337	Aorta descendens
	4,664	2,436882076	5,0815	2,543614006	Tr. Pulmonalis
	1,943	1,572865705	2,212	1,678215794	A. pulmonalis dext.
	1,916	1,561899174	2,012	1,600549945	A- pulmonalis sin.

Tabelle 9: Messwerte Patient 8

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
9 Alter: 17 weiblich	7,656	3,122167546	7,362	3,061633134	Bulbus Aortae
	6,567	2,891603561	6,117	2,790772809	Aorta ascendens
	5,008	2,525151288	4,802	2,472670916	vor Tr. Brachiocephalicus
		0	3,513	2,114921819	vor A. carotis communis
		0	2,658	1,839639521	nach A. subclavia sin.
	2,084	1,628936295	1,852	1,535591622	Aorta descendens
	5,701	2,694205778	5,437	2,631085185	Tr. Pulmonalis
	2,298	1,710528265	2,446	1,764751132	A. pulmonalis dext.
	1,322	1,297391267	1,219	1,245825155	A- pulmonalis sin.

Tabelle 10: Messwerte Patient 9

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
10 Alter: 23 weiblich	8,455	3,281043956	8,351	3,26080242	Bulbus Aortae
	5,693	2,692314776	5,721	2,698927488	Aorta ascendens
	3,9	2,228371248	3,864	2,218062613	vor Tr. Brachiocephalicus
	3,515	2,11552376	3,406	2,082464298	vor A. carotis communis
	2,736	1,866436802	2,721	1,861313442	nach A. subclavia sin.
	2,528	1,794088149	2,51	1,787689558	Aorta descendens
	5,444	2,632778368	6,724	2,925964786	Tr. Pulmonalis
	1,64	1,445031009	1,596	1,425514654	A. pulmonalis dext.
	1,435	1,351702737	1,451	1,359217473	A- pulmonalis sin.

Tabelle 11: Messwerte Patient 10

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
11 Alter: 29 weiblich	5,906	2,742217917	5,888	2,738035933	Bulbus Aortae
	5,182	2,568644174	5,247	2,584703761	Aorta ascendens
	4,657	2,435052683	4,621	2,425622581	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,186	2,308632763	4,242	2,324023819	vor A. carotis communis
	3,699	2,170188253	3,745	2,183640566	nach A. subclavia sin.
	2,917	1,927185224	2,723	1,861997371	Aorta descendens
	3,629	2,149555817	3,715	2,174876756	Tr. Pulmonalis
	1,881	1,547567642	1,83	1,526443689	A. pulmonalis dext.
	2,066	1,621886285	2,932	1,932133924	A- pulmonalis sin.

Tabelle 12: Messwerte Patient 11

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
12 Alter: 12 männlich	6,083	2,783006053	5,611	2,672854863	Bulbus Aortae
	5,111	2,550986635	5,298	2,597234838	Aorta ascendens
	3,457	2,097997337	3,449	2,095568395	vor Tr. Brachiocephalicus
	2,588	1,815253901	2,47	1,773387812	vor A. carotis communis
	1,826	1,524774532	1,782	1,506291733	nach A. subclavia sin.
	1,36	1,315905484	1,273	1,273120304	Aorta descendens
		0	3,361	2,06866182	Tr. Pulmonalis
		0	0,511	0,806613883	A. pulmonalis dext.
		0	1,986	1,590174793	A- pulmonalis sin.

Tabelle 13: Messwerte Patient 12

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
13 Alter: 24 weiblich	6,897	2,963366423	6,145	2,797152769	Bulbus Aortae
	4,463	2,383793801	4,632	2,428507886	Aorta ascendens
	4,621	2,425622581	4,393	2,365025591	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,147	2,297853096	3,908	2,230655586	vor A. carotis communis
	2,657	1,839293432	2,618	1,825744764	nach A. subclavia sin.
	2,146	1,652989525	2,172	1,662972828	Aorta descendens
	5,081	2,543488862	5,218	2,577551077	Tr. Pulmonalis
	2,032	1,608485294	2,051	1,615987782	A. pulmonalis dext.
	1,092	1,17914323	1,007	1,132322085	A- pulmonalis sin.

Tabelle 14: Messwerte Patient 13

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
14 Alter: 21 männlich	8,11	3,213406515	8,08	3,207457593	Bulbus Aortae
	6,752	2,932050591	6,699	2,920520316	Aorta ascendens
	5,345	2,60872979	5,222	2,578538834	vor Tr. Brachiocephalicus
	4,076	2,27809762	4,72	2,451468076	vor A. carotis communis
	3,125	1,994712244	3,099	1,986396909	nach A. subclavia sin.
	2,344	1,727563606	2,389	1,744067614	Aorta descendens
	4,39	2,364217909	4,309	2,342305239	Tr. Pulmonalis
	2,113	1,640230908	2,222	1,682004952	A. pulmonalis dext.
	1,701	1,471659708	1,823	1,523521464	A- pulmonalis sin.

Tabelle 15: Messwerte Patient 14

Patient	nativ MR		KM MR		Gefäßabschnitt
	Fläche	Durchmesser	Fläche	Durchmesser	
15 Alter: 12 weiblich	3,423	2,087654819	3,397	2,079711131	Bulbus Aortae
		0	2,796	1,886791132	Aorta ascendens
		0	1,966	1,58214761	vor Tr. Brachiocephalicus
		0	1,67	1,45818786	vor A. carotis communis
	1,601	1,427745857	1,555	1,407085344	nach A. subclavia sin.
	1,222	1,247357221	1,18	1,225734038	Aorta descendens
		0	2,381	1,741145002	Tr. Pulmonalis
		0	1,029	1,144624217	A. pulmonalis dext.
		0	1,002	1,12950746	A- pulmonalis sin.

Tabelle 16: Messwerte Patient 15

4.3 Statistische Ergebnisse - Darstellung in SPSS

Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe von SPSS durchgeführt. Unter der Annahme, dass der bei der Datenerhebung auftretende Fehler normalverteilt ist, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet. Das Signifikanzniveau wurde, aufgrund der geringen Teilnehmerzahl, mit $\alpha=0,01$ gewählt.

4.3.1 Korrelationen

Nachfolgend sind die Ergebnisse der Korrelation der Querschnittsflächen des nativen und kontrastmittelverstärkten MRs angeführt. Für jede Messstelle kann ausgesagt werden, dass diese miteinander signifikant korrelieren und ein linearer Zusammenhang besteht.

4.3.1.1 Bulbus aortae

		ndBulbusAortae	kmdBulbusAorta
ndBulbusAortae	Pearson-Korrelation	1	,996**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	15	15
kmdBulbusAorta	Pearson-Korrelation	,996**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	15	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 17: Korrelation Messpunkt 1

4.3.1.2 Aorta ascendens

Korrelationen

		ndAortaAscendens	kmdAortaAscendes
ndAortaAscendens	Pearson-Korrelation	1	,995**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	13	13
kmdAortaAscendes	Pearson-Korrelation	,995**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	13	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 18: Korrelation Messpunkt 2

4.3.1.3 Vor Truncus brachiocephalicus

Korrelationen

		ndVorTruncusBr	kmdVorTruncusBr
ndVorTruncusBr	Pearson-Korrelation	1	,977**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	13	13
kmdVorTruncusBr	Pearson-Korrelation	,977**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	13	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 19: Korrelation Messpunkt 3

4.3.1.4 Vor Arteria carotis communis

Korrelationen

		ndVorACarotisCom	kmdVorACarotisCom
ndVorACarotisCom	Pearson-Korrelation	1	,955**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	12	12
kmdVorACarotisCom	Pearson-Korrelation	,955**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	12	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 20: Korrelation Messpunkt 4

4.3.1.5 Nach Arteria subclavia sinistra

Korrelationen

		ndNachASublSin	kmdNachASublSin
ndNachASublSin	Pearson-Korrelation	1	,994**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	14	14
kmdNachASublSin	Pearson-Korrelation	,994**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	14	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 21: Korrelation Messpunkt 5

4.3.1.6 Aorta descendens

Korrelationen

		ndAortaDesc	kmdAortaDesc
ndAortaDesc	Pearson-Korrelation	1	,991**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	14	14
kmdAortaDesc	Pearson-Korrelation	,991**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	14	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 22: Korrelation Messpunkt 6

4.3.1.7 Truncus pulmonalis

Korrelationen

		ndTruncusPulm	kmdTruncusPulm
ndTruncusPulm	Pearson-Korrelation	1	,959**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	12	12
kmdTruncusPulm	Pearson-Korrelation	,959**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	12	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 23: Korrelation Messpunkt 7

4.3.1.8 Arteria pulmonalis dextra

Korrelationen

		ndAPulmDext	kmdAPulmDext
ndAPulmDext	Pearson-Korrelation	1	,979**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	13	13
kmdAPulmDext	Pearson-Korrelation	,979**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	13	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 24: Korrelation Messpunkt 8

4.3.1.9 Arteria pulmonalis sinistra

Korrelationen

		ndAPulmSin	kmdAPulmSin
ndAPulmSin	Pearson-Korrelation	1	,982**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	12	12
kmdAPulmSin	Pearson-Korrelation	,982**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	12	15

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 25: Korrelation Messpunkt 9

5 Diskussion

Durch die komplexe Gefäßstruktur der Aorta übernimmt diese viele Funktionen. Der thorakale Teil ist für Windkesselfunktion und somit der elastischen Dehnung in der Systole und dem darauffolgenden Blutfluss in der Diastole maßgebend, während der distale Teil, die Aorta abdominalis für die Fortleitung des Blutes essentiell ist. Durch Malformationen oder Erkrankungen in dieser Region, können sich die anatomischen Verhältnisse ändern. Im folgenden Abschnitt wird auf die Ergebnisse der Messungen eingegangen und diese mit einer gesunden Population aus der Studie von Hager et al. verglichen (18,19).

5.1 Studienergebnisse

Das Hauptziel dieser Pilotstudie war es, anhand von nativen und kontrastmittelverstärkten MRT Bildern, die Gefäßdurchmesser und Querschnittsflächen der großen herznahen Arterien an neun vordefinierten Punkten zu bestimmen und einen Vergleich zwischen den beiden MRT- Verfahren anzustellen. Da zum Vergleich jeweils ein nativ und ein kontrastmittelverstärktes MRT Bild bzw. jeweils von beiden Modalitäten ein errechnete Durchmesser vorhanden sein musste, konnten nur jene Gefäßabschnitte verglichen werden, welche eine entsprechende auswertbare Bildqualität aufwiesen. Auf die 15 PatientInnen bezogen konnten somit 87,4 Prozent der Werte verglichen werden. Die restlichen Werte ließen keinen Vergleich zu, da entweder der Durchmesser im nativen, oder im kontrastmittelverstärkten MRT aufgrund der Bildqualität, nicht zu bestimmen war.

Aufgrund der geringen Teilnehmerzahl von 15 PatientInnen, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson mit dem Signifikanzniveau $\alpha=0,01$ gewählt und lies einen linearen Zusammenhang der Messwerte nachweisen.

	nativ		ce	
	MW	SD	MW	SD
Bulbus Aortae	3,081912999	0,518336332	3,139343849	0,51746552
Aorta ascendens	2,390382296	1,021009191	2,663379528	0,403101258
vor Tr. Brachiocephalicus	2,177149757	0,908200965	2,38899693	0,327235396
vor A. carotis communis	1,820900237	0,958701865	2,173541566	0,302535616
nach A. subclavia sin.	1,801989846	0,549179567	1,908806018	0,235069055
Aorta descendens	1,620902335	0,499517643	1,728624337	0,233754406
Tr. Pulmonalis	2,064474288	1,107591217	2,490986805	0,399676725
A. pulmonalis dext.	1,412263499	0,605252322	1,549310147	0,316496498
A- pulmonalis sin.	1,181655627	0,686441005	1,522978145	0,41310982

Tabelle 26: Messwerte MW/SD

5.1.1 Aortendurchmesser

In der Studie „Diameters of the thoracic aorta throughout life as measured with helical computed tomography“ von Hager et al. aus dem Jahr 2002, wurde die Aorta an fast genau den selben Stellen wie in der von mir beschriebenen Studie, mit Hilfe eines HCT vermessen und konnten daher als Referenz für eine gesunde Population verwendet werden. In seiner Studie wurden keine Angaben zum Zeitpunkt der Messung angegeben und ein Vergleich der Messwerte nur unter Beachtung dieser Tatsache möglich ist.

Der erste Messpunkt konnte aufgrund der unterschiedlichen Lage nicht verglichen werden (18).

Folgendes Ergebnis zeigt ein Vergleich der in dieser Studie gemessenen Werte mit jenen von Hager et al. (Hager et al. vs. eigene Messwerte in cm):

Messpunkt 2:	2,98 ± 0,40	vs.	2,66 ± 0,40
Messpunkt 3:	2,94 ± 0,42	vs.	2,39 ± 0,33
Messpunkt 4:	2,77 ± 0,37	vs.	2,17 ± 0,30
Messpunkt 5:	2,40 ± 0,35	vs.	1,91 ± 0,24
Messpunkt 6:	2,27 ± 0,31	vs.	1,72 ± 0,23 (18)

Im Vergleich zur gesunden Population von Hager et al. ist zu erkennen, dass, bis auf den Messpunkt 2, sich der Unterschied auf ca. 5mm beläuft, Messpunkt 2 nur 3mm.

Der im Schnitt kleinere Durchmesser der Werte verglichen mit jenen aus der Hager et al. Studie könnte in Zusammenhang damit stehen, dass teilweise Werte während der Systole gemessen wurden. Anzumerken ist auch, dass seine Studienpopulation wesentlich älter ist als die hier beschriebene ($50,2 \pm 16,5$ vs. $23,6 \pm 7,46$ Jahre).

Bedenkt man frühere Studien, welche belegen, dass sich der Aortendurchmesser mit zunehmenden Alter vergrößert, lassen sich die Durchmesserdifferenzen über alle verglichenen Messpunkte erklären (18–20). In derselben Studie sind dann noch die durchschnittlichen Veränderungen des Durchmessers pro Jahr für die 7 verwendeten Messpunkte angegeben (Tabelle 27).

Aortic level	Slope (cm/y)	Intercept (cm)	r	r ²	P value
Aortic valve sinus	0.0124	2.36	0.443	0.196	<.001
Ascending aorta (maximum)	0.0153	2.32	0.612	0.375	<.001
Proximal to innominate artery	0.0136	2.26	0.536	0.287	<.001
Proximal transverse arch	0.0117	2.19	0.524	0.274	<.001
Distal transverse arch	0.0118	2.02	0.474	0.224	<.001
Aortic isthmus	0.0078	2.08	0.327	0.106	.006
Diaphragm	0.0124	1.80	0.590	0.348	<.001

Tabelle 27: Durchschnittliche Vergrößerung der Aorta in cm pro Jahr (18)

Werden die Werte in Relation zum Altersunterschied auf den Mittelwert bereinigt dargestellt, ergibt sich folgendes:

Messpunkt 2:	2,57 vs. 2,66
Messpunkt 3:	2,57 vs. 2,39
Messpunkt 4:	2,46 vs. 2,17
Messpunkt 5:	2,07 vs. 1,91
Messpunkt 6:	1,93 vs. 1,72

Nachdem die Werte auf das Alter hin korrigiert wurden ist der Unterschied wesentlich kleiner. Die nun übrig gebliebenen Differenzen sind am ehesten durch die sich

unterscheidenden Messmethoden zurückzuführen (HCT vs. MRT). Hager et al. beschrieben 2004 das die Durchmesser bei den von ihnen vermessenen Patienten im HCT kleiner waren als im MRT (19).

5.1.2 Pulmonalarteriendurchmesser

Der Vergleich der Pulmonalarteriendurchmesser gestaltete sich schwieriger, da gerade in diesem Bereich viele Artefakte auftraten und so teilweise die Daten nicht komplett ausgewertet werden konnten. So mussten bei dem Messpunkt „Truncus pulmonalis“ 3 PatientInnen, bei Messpunkt „A. pulmonalis dextra“ 2 und bei „A. pulmonalis sinistra“ ebenfalls 3 PatientInnen ausgeschieden werden. Dies erklärt die zum Teil große Differenz der Mittelwerte der gemessenen Durchmesser zwischen nativ und kontrastmittelvestärktem MRT Bild (Tabelle 26).

Angiografische bereits durchgeführte Messungen aus früheren Studien zeigen, dass sich die Werte der Pulmonalarterien im Normalbereich befinden. Belcher, Capel, Pattinson und Smart (1957) gaben folgende Normalwerte an:

- Truncus pulmonalis: 22-41mm, Mittelwert: 30,7mm
- Arteria pulmonalis dextra: 24,6mm
- Arteria pulmonalis sinistra: 24,6mm (21)

5.2 Limitation der Studie

Aufgrund der geringen Teilnehmerzahl dieser Pilotstudie wird diese hauptsächlich dadurch limitiert, jedoch konnte für jedes „Messpaar“ ein linearer Zusammenhang nachgewiesen werden. Eine größere Fallzahl wäre aber dennoch wünschenswert gewesen.

Des Weiteren wurde die Studie retrospektiv durchgeführt, was es leider nicht ermöglicht an Daten zu gelangen, die zum Untersuchungszeitpunkt nicht vorlagen und welche sich erst im Laufe der Studie als nützlich erwiesen. Hierzu zählen beispielsweise die Körpergröße, Gewicht und der Blutdruck. Diese Größen spielen alle eine Rolle und haben Einfluss auf die Maße des Aortenbogens (20).

5.3 Geschlechtsspezifikation

Bei den Frauen konnten im Durchschnitt in allen Messpunkten geringere Durchmesser der Aorta nachgewiesen werden. Jener Geschlechtsunterschied wurde bereits in früheren Studien gezeigt (18). Auf eine weiterführende geschlechtsspezifische Untersuchung wurde verzichtet.

	nativ		ce	
	MW	SD	MW	SD
Bulbus Aortae	3,283298451	0,593988875	3,262607817	0,628972672
Aorta ascendens	2,501347064	1,161812844	2,813934305	0,456799654
vor Tr. Brachiocephalicus	2,193965118	1,003826484	2,448886194	0,32395787
vor A. carotis communis	1,909659295	0,873030273	2,184353183	0,313074356
nach A. subclavia sin.	1,939438227	0,22261201	1,916821926	0,234444653
Aorta descendens	1,788312769	0,242775465	1,770050249	0,253579841
Tr. Pulmonalis	1,872449628	1,333797152	2,483413695	0,44835319
A. pulmonalis dext.	1,425307506	0,686250077	1,539311758	0,432654398
A- pulmonalis sin.	1,131838859	0,879607353	1,665405942	0,509955444

Tabelle 28: Messwerte Männer

	nativ		ce	
	MW	SD	MW	SD
Bulbus Aortae	2,905700728	0,398601163	2,86477412	0,397658479
Aorta ascendens	2,293288124	0,951237672	2,531644098	0,321907756
vor Tr. Brachiocephalicus	2,162436317	0,88623514	2,336593824	0,342760661
vor A. carotis communis	1,743236062	1,081733898	2,164081401	0,31436141
nach A. subclavia sin.	1,681722513	0,724773842	1,901792099	0,251559517
Aorta descendens	1,459633864	0,621485995	1,682816189	0,225615073
Tr. Pulmonalis	2,232495865	0,927097075	2,497613276	0,383499775
A. pulmonalis dext.	1,400849992	0,573305834	1,558058737	0,199259134
A- pulmonalis sin.	1,225245299	0,523994346	1,398353823	0,28351349

Tabelle 29: Messwerte Frauen

5.4 Altersspezifikation

Aus bereits durchgeführten Studien lässt sich entnehmen, dass der Aortendurchmesser mit dem Alter zunimmt. In der aktuellen Studie kann dieses Verhalten ebenfalls nachgewiesen werden (18,20,22) (Siehe: Tabelle 2-16).

5.5 Schlussfolgerung

Werden nun die gesamten Messpunkte der Studie mit ihren Vergleichswerten aus Studien mit gesunden Probanden in Relation gesetzt lässt sich folgendes zusammenfassen:

Im Rahmen dieser Pilotstudie konnte gezeigt werden, dass mit der heutigen Technik im Bereich der MR- Bildgebung die Durchmesser der kaliberstärkeren herznahen Arterien, auch unter Einsparung von Kontrastmittel und somit auch deren Nebenwirkungen, gute und vergleichbare Messergebnisse erzielt werden konnten.

Die ständige Verbesserung der MR- Technik lässt darauf hoffen, dass in Zukunft auch die native Darstellung kleiner Gefäße möglich werden könnte.

6 Literaturverzeichnis

1. Bieber C, Brandt R, Chatterjee T. Duale Reihe Innere Medizin. Auflage: 3., überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme; 2012.
2. Kuhn F-P. Duale Reihe Radiologie. Auflage: 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme; 2011.
3. Weishaupt D. Wie funktioniert MRI?: Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanztomographie. Auflage: 6. Aufl. 2009. Heidelberg: Springer; 2009. 188 p.
4. Trzebiatowski E. Magnetresonanztomografie für MTRA/RT. Auflage: 1. Stuttgart: Thieme; 2012.
5. Biederer P-DDJ. Magnetresonanztomographie—technische Grundlagen und aktuelle Entwicklungen. Med Klin. 2005 Jan 1;100(1):62–72.
6. Burchert W, Esdorn H, Laser K-T, Körperich H, Körfer J. Kardiale Magnetresonanztomografie. Nukl. 2014 Jul 7;37(02):90–100.
7. Waldeyer A. Waldeyer - Anatomie des Menschen: Lehrbuch und Atlas in einem Band. Auflage: 19., th totaly rev. ed. Berlin: De Gruyter; 2012. 1176 p.
8. Aumüller G, Aust G, Doll A. Duale Reihe: Anatomie. Auflage: 2., überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme; 2010.
9. Speer CP, Gahr M. Pädiatrie. Auflage: 4. Aufl. 2013. überarb. Berlin u.a.: Springer; 2013. 1147 p.
10. Herold G. Innere Medizin 2012. Köln: Herold, Gerd; 2011. 966 p.
11. Sitzmann FC. Duale Reihe Pädiatrie. Auflage: 4., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme; 2012.
12. Piper W. Innere Medizin. Auflage: 2. Springer Berlin Heidelberg; 2012. 981 p.
13. Pschyrembel W, Pschyrembel-Redaktion. Pschyrembel Klinisches Wörterbuch. Auflage: 265., neu bearb. Aufl. Berlin u.a.: De Gruyter; 2013. 2352 p.
14. Ferguson EC, Krishnamurthy R, Oldham SAA. Classic imaging signs of congenital cardiovascular abnormalities. Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc. 2007 Oct;27(5):1323–34.
15. Apitz J. Pädiatrische Kardiologie. Erkrankungen des Herzens bei Neugeborenen, Säuglingen, Kindern und Heranwachsenden. Auflage: 2., erw. u. neu bearb. Aufl., 2002. Darmstadt: Steinkopff-Verlag Darmstadt; 2002. 855 p.
16. Böcker W, Denk H, Heitz PU, Moch H. Pathologie. Auflage: 4. München etc.: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2008. 1392 p.

17. Weber TF, Geisbüsch P, Rengier F, Partovi S, Schumacher H, Böckler D, et al. Semiautomatische Centerline-Analyse zur Planung endovaskulärer Rekonstruktionen des Aortenbogens. *Gefäßchirurgie*. 2009 Apr 1;14(2):80–91.
18. Hager A, Kaemmerer H, Rapp-Bernhardt U, Blücher S, Rappa K, Bernhardt TM, et al. Diameters of the thoracic aorta throughout life as measured with helical computed tomography. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2002 Jun;123(6):1060–6.
19. Hager A, Kaemmerer H, Leppert A, Prokop M, Blücher S, Stern H, et al. Follow-up of adults with coarctation of the aorta*: Comparison of helical ct and mri, and impact on assessing diameter changes. *Chest*. 2004 Oct 1;126(4):1169–76.
20. Vasan RS, Larson MG, Benjamin EJ, Levy D. Echocardiographic reference values for aortic root size: The Framingham Heart Study. *J Am Soc Echocardiogr*. 1995 Nov;8(6):793–800.
21. Belcher J, Capel L, Pattinson J, Smart J. Hypoplasia of the pulmonary arteries. *Br J Dis Chest*. 1959;53(53):253–62.
22. Kaplan S, Aronow WS, Lai H, DeLuca AJ, Weiss MB, Dilmanian H, et al. Prevalence of an Increased Ascending and Descending Thoracic Aorta Diameter Diagnosed by Multislice Cardiac Computed Tomography in Men Versus Women and in Persons Aged 23 to 50 Years, 51 to 65 Years, 66 to 80 Years, and 81 to 88 Years. *Am J Cardiol*. 2007 Nov;100(10):1598–9.

Anhang -Projektplan